

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta pedagogická

Oddělení fyziky KMT

**PŘÍSPĚVEK EXPERIMENTŮ K VÝUCE FYZIKY
PŘI DALŠÍM VZDĚLÁVÁNÍ LÉKAŘŮ
VE FYZIKÁLNÍ MEDICÍNĚ**

Rigorózní práce

Plzeň, 2014

Doc. Ing. Jaroslav Průcha, CSc., Ph.D.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně
s použitím uvedené literatury a zdrojů informací.

Plzeň, 24. dubna 2014

.....
vlastnoruční podpis

Na tomto místě bych rád poděkoval především všem pracovníkům Katedry obecné fyziky Pedagogické fakulty v Plzni, kteří již před několika desítkami let stály u zrodu a rozvoje mého celoživotního zájmu o fyziku a její vyučování. Stejně tak chci poděkovat i řadě biofyziků a lékařů, kteří po celá dlouhá léta prohlubovali můj zájem o uplatnění fyziky v medicíně a významnou měrou přispívali k mému přesvědčení, že fyzika hraje v medicíně významnou a nezastupitelnou roli a že jí má smysl vyučovat nejen při základním univerzitním studiu, ale i v rámci dalšího vzdělávání lékařů.

Děkuji i mnoha mým kolegům na Západočeské univerzitě v Plzni, Jihočeské univerzitě v Českých Budějovicích, Fakultě biomedicínckého inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze, 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze, Lékařské fakultě Slovenské zdravotnícké univerzity v Bratislavě, Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví a všech dalších vzdělávacích institucích, kde jsem měl tu čest působit a pokoušet se přispět alespoň maličkou kapkou k fyzikální edukaci zdravotníků.

Anotace

Práce se zabývá problematikou fyzikálního vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny.

Nejprve je věnována pozornost širším souvislostem vztahu fyziky a medicíny. Historické znalosti těchto souvislostí jsou pro vlastní edukaci lékařů nejen důležité, ale hrají i významnou motivační roli. Poté je pozornost věnována podrobné analýze současného stavu vyučování fyziky pro lékaře od jejich přijímacích řízení na lékařskou fakultu až po rámec jejich dalšího vzdělávání. Zde se oceňuje především pedagogická role odborných společností České lékařské společnosti i role Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. Další vzdělávání lékařů velmi úzce souvisí se zavedeným systémem atestací. V předložené práci se poukazuje na víceméně skrytou, ale nezbytnou účast fyzikální edukace při přípravě na celou řadu lékařských atestací.

Z hlediska potřeby zúžit rozsah rigorózní práce je další pozornost soustředěna jen na obor fyzikální medicíny, ve kterém má autor práce zároveň největší zkušenosti.

Pro úspěšnou edukaci je však potřebné znát a tvořivě uplatňovat veškeré související pedagogické i psychologické aspekty. Tomu je věnována důležitá část práce. Její specifické pojetí je dáno zejména tím, že se jedná o vyučování dospělých, zralých a vysoce kvalifikovaných osob s významným společenským postavením. Je proto nezbytné kreativně uplatňovat klasické didaktické zásady a zároveň se soustředit i na využití psychologického managementu vyučování, vykazujícího v mnoha ohledech analogie s principy moderního řízení pracovních týmů.

Do takto připraveného terénu pak práce zasazuje příspěvek experimentu k výuce fyziky při dalším vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny. Záběr práce je zde zúžen na fyzikální léčbu poruch periferní perfuze. Východiskem další pedagogické práce je i zde účinná motivace, spočívající ve zdůraznění medicínské a ekonomické, ale i lidské a společenské role fyzikální léčby v těchto závažných indikacích. Poté je ve třech polohách přiblíženo uplatnění fyzikálního experimentu souvisejícího s aplikací střídajícího se hyperbarického a hypobarického prostředí na léčenou končetinu pacienta. Nejprve jde o biofyzikální měření uskutečňovaná na probandech, poté o klinickou experimentální studii na pacientech a nakonec o studii statistickou. Při všech těchto výzkumných pracích je prioritně využíváno experimentů, které tak přímo i zprostředkovaně slouží k výuce fyziky. Tato výuka je z didaktického pohledu pro lékaře zcela optimální, neboť se do značné míry realizuje v dimenzích jeho medicínského uvažování i praxe. Naučeného pak lékař snadno využije i při efektivní léčbě pacientů.

V poslední části práce je věnována pozornost problému, který se ve fyzikální medicíně velmi často vyskytuje: účinek fyzikální léčby nelze zatím experimentálně plně dokázat, ani vyloučit. Za příklad byl vybrán trofotropní účinek nízkonoenergetické laserové terapie. Práce zde poukazuje na nezbytnost důkladného fyzikálního poznání celé problematiky a tím na vytvoření náležitých experimentálních předpokladů, neboť obecně chápáný experiment je i v medicíně jediným kritériem pravdivosti. Tento dosud nedoceněný přístup je komplementární k pojetí účinnosti či neúčinnosti fyzikální léčby na základě principů evidence base medicine. Vyžaduje však právě důkladnou fyzikální edukaci i odpovědná experimentální východiska.

Obsah

Obsah.....	1
1 Úvod.....	3
2 Vztah fyziky a medicíny	5
2.1 Medicína v pojetí přírodních sil v prehistorii lidstva	5
2.2 Medicína v přírodní filosofii antiky	7
2.3 Přírodovědné a experimentální aspekty středověké univerzitní medicíny	9
2.4 Fyzika v medicíně novověku.....	13
3 Výuka fyziky u lékařů	19
3.1 Obecné aspekty vyučování fyziky pro lékaře	19
3.2 Pedagogický aspekt fyzikální přípravy zájemce o studium medicíny	21
3.2.1 Potřeba didaktického zaměření na „fyzikální myšlení“ budoucích lékařů	23
3.3 Fyzika v rámci studia medicíny a její didaktické zajištění.....	33
3.4 Fyzika v dalším vzdělávání lékařů	42
3.4.1 Pedagogická role Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví.....	43
3.4.2 Výchovná a výuková role České lékařské společnosti.....	45
3.4.2.1 Česká společnost lékařské fyziky.....	46
3.4.2.2 Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky	48
3.4.2.3 Odborná i didaktická úloha časopisu Lékař a technika	52
3.4.2.4 Česká fyziologická společnosti	52
3.4.2.5 Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky	53
3.4.2.6 Společnost pro radiobiologii a krizové plánování.....	54
3.4.2.7 Česká radiologická společnost	60
3.4.2.8 Společnost pro rehabilitační a fyzikální medicínu	62
3.4.2.9 Výuka lékařů oboru fyzikální medicíny ve Slovenské republice.....	66
3.4.2.10 Fyzika v dalších odborných společnostech ČLS JEP.....	67
3.4.3 Koordinace vzdělávání lékařů ve fyzice	68
3.4.4 Postavení fyzikální medicíny v systému vzdělávací a výchovné role lékařských atestací	71
4 Fyzika v lékařském oboru fyzikální medicíny	85
5. Didaktické a psychologické aspekty uplatnění objektivizačních experimentů ve fyzikální medicíně	91
5.1 Otázka pedagogických koncepcí	91
5.2 Role didaktických zásad.....	94
5.2.1 Zásada komplexního rozvoje osobnosti	95
5.2.2 Zásada vědeckosti.....	96
5.2.3 Zásada individuálního přístupu	97
5.2.4 Zásada spojení teorie s praxí	98
5.2.5 Zásada uvědomělosti a aktivity	99
5.2.6 Zásada názornosti	99
5.2.7 Zásada přiměřenosti	103
5.2.8 Zásada soustavnosti	104
5.2.9 Zásada trvalosti a operativnosti	104
5.3 Psychologické aspekty	106
5.4 Edukační cíle	108
5.5 Management vyučování	117
5.5.1 Management psychologie a psychologicko-sociálních behaviorálních přístupů .	117

5.5.2 Racionálně-ekonomický člověk	118
5.5.3 Sociální člověk	119
5.5.4 Sebeaktualizující se člověk	121
5.5.5 Komplexní člověk	121
5.5.6 Pragmatický management	123
6 Role experimentů při didaktickém postupu objektivizace účinků vakuově-kompresní terapie s cílem dalšího vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicína.....	125
6.1 Úvodní motivace	125
6.2 Didaktický rozbor provedených biofyzikálních experimentů.....	129
6.2.1 Aplikovaná metodika a materiál	129
6.2.2 Výsledky experimentů.....	132
6.2.3 Nezbytnost didaktické diskuse výsledků dřívějších experimentů.....	142
6.2.4 Dílčí závěr	149
6.3 Didaktický rozbor souboru experimentálních kasuistik.....	149
6.3.1 Aplikovaná metodika a materiál.....	149
6.3.2 Dosažené výsledky	152
6.3.3 Didaktické zpracování experimentálních výsledků.....	166
6.3.4 Didaktická diskuse	173
6.3.5 Dílčí závěr	178
6.4 Didaktický rozbor experimentální statistické studie	178
6.4.1 Použitý materiál a metodika	178
6.4.2 Dosažené výsledky	180
6.4.3 Didaktická diskuse	186
6.4.4 Dílčí závěr	192
7. Didaktická role teoretické přípravy pro experimentální objektivizaci účinků nízkonoenergetické laseroterapie	194
7.1 Příklad „nulové hypotézy“ perfuzního účinku nízkonoenergetické laseroterapie	194
7.2 Didaktické pojetí světla jako fyzikálního fenoménu	196
7.3 Luminiscenční a laserové zdroje světla.....	202
7.4 Interakce světla s živou hmotou	214
7.5 Makroskopický popis elektromagnetického pole.....	220
7.6 Průchod světelné vlny spojitým kontinuem	223
7.7 Radiometrické aspekty působení laserového záření na živé tkáně s didaktickou vazbou na Arndt-Schulzův zákon jako podmínka pro správné provádění experimentů	237
7.8 Didaktický význam fyzikálních mezí pro energetická kvanta schopná biologického působení	244
8 Závěr.....	248
9 Seznam použité literatury	250

1 Úvod

Předložená rigorózní práce si za hlavní cíl klade zavedení didakticky kreativního způsobu praktického vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny ve fyzice s přímým nebo zprostředkovaným využitím experimentálních pracovních postupů. Zkušenosti autora práce ukazují, že i didaktika využívaná při vzdělávání dospělých, navíc vysoce kvalifikovaných osob s významným posláním lékaře a odpovídajícím společenským postavením může úspěšně vycházet z klasických zásad (vědeckost, individualita, názornost, spojení teorie s praxí, soustavnost apod.). Tyto zásady je však nutno přizpůsobit specifickým podmínkám a především je nutné uplatnit je v těsném spojení s požadavky lékařské praxe. Proto se jako ideální východisko jeví experiment. Ten může být v rámci edukace přímo za přítomnosti vyučovaných fyzicky prováděn, nebo může být nepřímou reprodukován jeho slovním popisem, spojeným s grafickým znázorněním nebo jinou vizualizací.

Experiment spojený s lékařskou praxí může být zaměřen biofyzikálně – objekt na kterém experimentujeme pak může být i neživý, případně to může být zvíře nebo proband, jak tomu bylo v některých z našich příkladů, které budou uváděny v této práci. Experiment může být ovšem zaměřen i na jednotlivé pacienty (kasuistiky) i na celé statistické soubory pacientů.

Důležitý rozdíl oproti medicínským statistickým metodám tzv. „evidence based medicine“, EBM (překládáno obvykle „medicína založená na důkazech“) je však to, že fyzikální experiment pro medicínskou praxi je vždy založen na tom, že u studovaných objektů (probandů, pacientů) nás zajímají výstupní fyzikální veličiny, které objektivně měříme a fyzikálně vyhodnocujeme. Tak se dozvídáme, zda léčebný podnět, který na studovaný objekt působil (daná procedura fyzikální léčby), vyvolává skutečně předpokládanou fyzikální odezvu. Na rozdíl od medicíny důkazů EBM nás tolik nezajímají změny v celkovém zdravotním stavu pacienta, ale především změny jeho výstupních fyzikálních veličin.

Skutečně účinná léčba v oboru fyzikální medicíny je však podmíněna bezesporným fyzikálním účinkem podávané léčebné procedury. Bez fyzikálně zjistitelného efektu nejde o fyzikální léčbu. Pokud se tedy fyzikální změny neobjeví, pak nemůže fungovat ani fyzikální léčba. EBM však i v těchto případech může často zaznamenat falešně pozitivní výsledek, který připadá na vrub psychiky pacienta, odkladného účinku, případně mnoha dalších „nefyzikálních“ faktorů. Tato oblast je však již mimo rámec našeho cíle – fyzikální edukace

lékařů oboru fyzikální medicíny. Naopak, fyzikálně zjiřitelná odezva experimentálně zjiřtřená na léčeném objektu může po své kvalitativní i kvantitativní analýze vysvětlit mnohé o účelnosti, účinnosti a bezpečnosti dané fyzikální léčby. Avšak nejen to: může se stát významným didaktickým nástrojem, za jehož pomoci lze lékaře účinně edukovat. Pro tento případ bylo zvoleno periodické působení střídajícího se hyperbarického a hypobarického prostředí na špatně prokrvenou končetinu pacienta. Experimenty prokázaly efektivnost této procedury na zlepšení periferní perfuze (prokrvení) a odhalily i požadavky na její parametry. To by však bylo málo. Tyto experimenty se ukázaly být vynikajícími didaktickými nástroji. K jejich účinnému využití je však nutno nejen znát řadu didaktických zásad a pedagogických i psychologických požadavků, ale je nutno je ve zcela nestandardním prostředí edukace lékařů tvořivě uplatňovat.

Jak ukazují tyto případy může být fyzikální experiment v medicíně úspěšně fyzicky realizován (kapitola 6), ale edukační význam má také i jeho „pouhá“ důkladná příprava (kapitola 7). Zde se bude jednat o příklad tzv. „biostimulačních laserů“, kde otázka léčebných efektů jejich záření s lidskými tkáněmi není dosud uspokojivě zodpovězena. Bude nutno provést ještě řadu experimentů, které ovšem musí být z hlediska fyziky dokonale připraveny. Nemělo by se přitom stávat, že autoři těchto pokusů popíší například nižší nespecifické biologické efekty difúzního světla (57) oproti vyšším biologickým účinkům světla nerozptýleného, které použili shodou okolností jako polarizované (publikováno v prestižním *Imunology and Cell Biology*) a důsledkem je, že mnoho lékařů pak aplikuje zjevně zcela neúčinné, ale módní „polarizační lampy“. Tyto skutečnosti představují doslova zoufalé volání po náležitě didakticky vedené edukaci lékařů oboru rehabilitace a fyzikální medicíny.

Dříve, než-li však k těmto cílům předložené práce dospějeme, je nutno vyjasnit si otázku historicky významného vztahu fyziky a medicíny (kapitola 2) a seznámit se s problematikou univerzitního i postuniverzitního vzdělávání lékařů (kapitola 3). Každé z těchto témat by přitom vydalo na rozsáhlou samostatnou práci. Musíme se proto spokojit jen se stručným příspěvkem k problematice. Zásadní bude pak vymezení fyziky v oboru fyzikální medicíny (kapitola 4). Jádrem další práce tvoří pak kreativní popis didaktických a psychologických aspektů uplatňovaných při pedagogickém využití objektivizačních experimentů ve fyzikální medicíně (kapitola 5). A poté je již možno přejít k vlastnímu praktickému využití experimentů při výuce fyziky v rámci dalšího vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny, o kterých bylo pojednáno na začátku této kapitoly.

2 Vztah fyziky a medicíny

2.1 Medicína v pojetí přírodních sil v prehistorii lidstva

Medicína (z latinského *ars medica*, umění léčit) je definována jako věda o chorobných stavech, čili onemocněních lidského těla a jejich eliminaci, čili jejich léčbě, dále pak o ochraně, čili prevenci lidského zdraví a o zlepšování fyzického i duševního zdraví jedince i u celé populace. Přitom zdraví může být definováno jako absence nemoci (negativní definice), nebo schopnost udržení rovnováhy ve všech zásadních dimenzích lidského bytí (pozitivní definice), nebo jako schopnost vyrovnat se s požadovanými fyzickými i psychickými a aktivitami (funkcionální definice). Všechny tyto zavedené definice (9, 24, 51, 77, 102, 133) však postrádají širší koncept odpovídající vnímajícím a myslícím bytostem – lidem. Proto Světová zdravotnická organizace (WHO) definuje zdraví jako „stav fyzické, psychické, sociální a estetické pohody“. Tato definice je jistě komplexní a užitečná, ovšem při jejím doslovném výkladu se dá považovat prakticky téměř každý člověk za nemocného. Proto v praxi bývá stav zdraví spojován obvykle pouze s absencí nemoci či vady. Poruchy zdraví medicína definuje odchylkami od všeobecně platných statistických hodnot přiřazovaných ke stavu plné tělesné rovnováhy v organismu a jeho optimální duševní pohody.

Naproti tomu nemoc (choroba, onemocnění) je patologický stav těla, případně mysli, který je projevem změny funkcí nebo morfologie buněk (základních stavebních jednotek živého organismu) a v důsledku toho i změny funkcí nebo morfologie tkání, orgánů či celého organismu. Historicky je silně zažita normativní definice zdraví a nemoci podle níž je nemocí pouze takový stav organismu, který nemocnému jedinci způsobuje subjektivní potíže. Tato definice ale z lékařského hlediska nepokrývá zdaleka všechny nemoci, poněvadž např. vysoký krevní tlak, počáteční fáze aterosklerózy tepen, některá nádorová onemocnění aj. nezpůsobují subjektivní potíže a přesto představují vážné protiklady stavu zdraví. Proto se v současné medicíně vychází spíše z funkcionalistické definice zdraví a nemoci, kdy jsou deklarovány určité obory a intervaly, v nichž se mají nacházet funkční i morfologické ukazatele stavu lidského organismu. Pokud tomu tak je, je stav organismu považován za normální a za nemoc

se považuje pouze vybočení hodnoty ukazatele z mezí těchto oborů či intervalů. Problémem tohoto přístupu ovšem je jak přesné stanovení výčtu ukazatelů zdraví, tak i oborů a intervalů jejich „normálnosti“. Potíže činí i ohraničení v rámci plynulého přechodu mezi zdravím (spojeným s fyziologickými hodnotami) a nemocí (spojenou s patologickými hodnotami), viz literatura (51, 77, 102, 133).

Pro naše další úvahy nás však bude zajímat především tzv. klinický model nemoci, tj. stav přítomnosti znaků či příznaků nemoci nebo úrazu. Je nepochybné, že subjektivní pocit přítomnosti těchto omezujících znaků či příznaků nemoci nebo úrazu si uvědomoval již prehistorický člověk. Je též nepochybné, že se již tehdy pokoušel nemoci či úrazy léčit nebo alespoň jejich následky zmírňovat. Z tohoto pohledu můžeme považovat vznik medicíny za jev sahající až do samého úsvitu lidských dějin. Archeologie přináší četné důkazy toho, že naše pradávné předky a předchůdce trápily nejen úrazy a nemoci způsobené hladem či zimou, ale i mnohé choroby, které dnes označujeme za civilizační. Již před 40 tisíci lety v životním prostředí nenarušeném exhalacemi a průmyslovými toxiny a se spoustou pohybu trpěl člověk archeologicky prokazatelně artrózou kloubů, problémy s krevním oběhem, hormonálními chorobami, zhoubnými nádory, osteoporózou, alergiemi, ... (49, 116). Prvotní pokusy o léčbu byly zřejmě ryze empirické, často výsledované z jednání zvířat a zahrnovaly nepochybně jak používání částí rostlin nebo zvířecích těl, případně i peloidů a minerálních látek, tak i uplatnění tepla, chladu, tlaku (masáže, tlak vody), světla – tedy podnětů fyzikálních. Zde tedy nacházíme nejstarší historické sepjetí medicíny a fyziky, ačkoliv ani jeden, ani druhý pojem, jakož i jejich vymezení a náplň, nebyly přirozeně vnímány v dnešním smyslu.

Lze hovořit o prehistorii medicíny, jakož i o prehistorii fyziky (6, 60), poněvadž již v prehistorické době se člověk opíral o smyslové nazírání a primitivní experimentování při zacházení s věcmi ve stylu pokus – omyl. Tento proces poznání, který můžeme označit jako předvědeckou zkušenost, zahrnoval tudíž jak určitou metodu získávání poznatků, především pozorování, tak i rozbor a uplatnění výsledků tohoto pozorování. V této době se člověk učí poznávat a využívat fyzikálních zákonitostí mechaniky svého těla nejen k pohybu a práci, ale také k léčení nemocí pohybového aparátu svého těla a následků úrazů. Zde lze spatřovat počátky dnešní manuální a myoskeletální medicíny a mnohých technik léčebné rehabilitace. Člověk poznává vliv světla, tepla, chladu, vody, peloidů a dalších podnětů převážně fyzikální povahy. Nejen k transportu materiálu, ale i k transportu zraněných nebo nemocných a

k přemísťování pohybu neschopných členů své družiny využívá prehistorický člověk nakloněné roviny, staví primitivní přístřešky, ve kterých ohněm zajišťuje uměle zvýšenou teplotu (primitivní předchůdci termokomor a saun).

Z archeologických nálezů (6, 49) je patrné, že prehistorického člověka zajímá fungování lidského těla. Primitivními nástroji se snaží pronikat do jeho hloubi, poznává význam tělních tekutin, zvl. krve, vnímá, že lidské tkáně, orgány i funkční tělesné celky mají různé fyzikální vlastnosti (kosti zabezpečující pevnost a tvrdost, šlachy pružnost, svaly pohyb, mozek je skryt v kostěné lebce, která svým sférickým tvarem nejlépe čelí mechanickému poškození), vznikají zřejmě první primitivní představy o fyzikálním fungování krevního oběhu.

Primitivní medicína se přirozeně neomezuje jen na využívání chemických látek z rostlin a živočichů a na uplatňování fyzikálních podnětů, nýbrž s rozvojem lidského myšlení integruje do pojetí zdraví, nemoci, uzdravení, života a smrti podněty mystické a magické, začíná rozvoj filozofické roviny poznání světa i role člověka v něm.

Musíme si přiznat, že o období překvapivě dynamického vývoje člověka v posledních několika desítkách tisíc let před obdobím velkých městských civilizací starověku toho nevíme příliš. Až dochované písemné podklady nám dovolují zcela konkrétně vnímat dobu, kdy v evropském kontextu nastupuje antická civilizace, rovněž těsně spojená s kulturami Předního Východu a Středomoří.

2.2 Medicína v přírodní filosofii antiky

S přechodem na usedlý způsob života, vznikem zemědělství, zpracováním kovů, zdokonalováním nástrojů a vznikem trvanlivých staveb se lidstvo snad plynule, snad velkým zlomem posouvá k vyspělým civilizacím starověku. Starověké lidstvo již disponovalo významným potenciálem přírodovědných (fyzikálních) poznatků i duševního rozvoje, bez kterých by nebyl možný přechod na městský způsob života a realizace velkých staveb starověku. Lze však předpokládat, že tehdejší fyzikální poznatky byly zakotveny spíše v oblasti mechaniky a jejich využití při léčbě i při lepším poznávání fyzikálních zákonitostí fungování lidského těla bylo spíše okrajové (6, 48, 60, 116).

Zato rozvoj filozofie a poznání přírody zaznamenal obrovský skok kupředu. Za zmínku jistě stojí nejen starověcí matematici, geometři, stavitelé a ekonomové, ale především starověcí filozofové (115), kteří poznávací metodou prostého pozorování a myšlenkové spekulace učinili první pokusy o racionální vysvětlení objektivní reality. Zvláště antická filozofie a přírodověda oslňuje dodnes logickou vybroušeností svých teoretických konstrukcí. Systematický experiment však starověcí filozofové používali jen zřídka (Pythagoras, Archimedes).

Na vrcholu starověkých dějin žili a tvořili filozofové Sokrates, Platón a Aristoteles (115). Na rozdíl od Sokrata a Platóna, kteří se zabývali spíše otázkami duše, otázkami ideí a otázkami společnosti si Aristoteles kladl za cíl „porozumět tomu, co jest“. Tímto novým vymezením filozofie položil Aristoteles nejen základy soustavné filozofie, ale také různých věd, mezi něž lze již řadit anatomii, biologii, embryologii aj. medicínské nebo s medicínou spjaté obory. Aristoteles se rovněž vyjadřuje k celé řadě přírodovědných otázek úzce souvisejících s fyzikou (mechanika, světlo, astronomie), označovaných dnes pojmem Aristotelova fyzika a Aristotelova metafyzika. Z hlediska dalšího vývoje středověkého i renesančního myšlení je důležitá Aristotelova teleologie, názor, že řídicím principem přírody i lidského jednání je účelnost. Aristoteles účelnost chápe též jako principiální směřování k prvotnímu hybateli a proto v budoucím vývoji lidského filozofického myšlení nečinilo potíží inkorporovat tyto vrcholné myšlenky starověku (Platónův svět idejí, Aristotelovo dualistické pojetí hmoty i duše a teleologický řídicí princip účelnosti jejich pohybu) do pozdějších idealistických koncepcí (37, 81).

Středověcí učenci, silně vázaní na tato myšlenková východiska, však podceňovali roli experimentu, bez něhož je vznik a rozvoj skutečně moderně pojaté přírodovědy, fyziky zvláště, zcela nemožný. Aristotelovo teleologické východisko však bylo podnětem ke zkoumání účelnosti stavby a fungování lidského těla, což na dlouho podpořilo vývoj medicíny (37, 115).

Ještě předtím se však v antickém světě objevuje osobnost Hippokratova, který je považován za zakladatele medicíny jako vědního oboru. Tento starověký učenec soustavným pozorováním a racionálními úvahami týkajícími se problémů nemocí a jejich uzdravování omezil v dalším vývoji medicíny vliv léčitelské a šamanské magie. Hippokratovo učení o

původu nemocí z nerovnováhy čtyř základních tělesných šťáv (žluč žlutá, žluč černá, krev, sliz) měla v sobě hodně z pozdějšího fyzikálního pojetí proudění tekutin, byla převzata dalším antickým velikánem medicíny, Galénem, a stala se na dlouhá staletí klasikou. Hippokrates je též proslulý jako medicínský etik (lékařská přísaha, lékařské tajemství).

Druhý velikán antické medicíny, již zmíněný Claudius Galenus, známý jako Galén, žil již ve 2. století po Kristu. Stal se lékařem římských císařů, byl všestranně vzdělaný, neomezoval se však jen na teorii, ale často a rád experimentoval, i když z dnešního pojetí poněkud nevšedně. Několik let například ošetřoval zraněné gladiátory a jejich zranění využíval jako „okno do lidského těla“. Poznal a pochopil význam a funkci nervového axonu ve vztahu k činnosti svalů, vedení krve tepnami a žilami (nikoliv však ještě uzavřený krevní oběh), funkci srdce apod. Hojně využíval a rozvíjel fyzikální poznatky týkající se lidského těla. I po staletí přetrvávající a i v současné době určitou renesanci zažívající „pouštění žilou“ je Galénovým „vynálezem“ a lze odvodit, že to svědčilo o jeho, na tehdejší dobu, vynikajících fyzikálních znalostech hemodynamiky v lidském těle. Sám razil myšlenku, že každý lékař by měl být v ideálním případě filozofem, což chápal ve smyslu přírodní filozofie, vědy a logiky, tudíž velmi blízko původnímu pojetí fyziky a dnešního požadavku fyzikálního myšlení lékařů. Galénovo filozofické pojetí rovněž vynikalo teleogickým přístupem, zdůrazňoval účelnost celé přírody, předpokládal proto logicky jediného prvotního hybatele, stvořitele, a toto filozofické východisko bylo důvodem příznivého přijetí jeho učení v pozdějším středověkém křesťanském evropském prostoru.

2.3 Přírodovědné a experimentální aspekty středověké univerzitní medicíny

Rozpad antického světa, stěhování národů a všeobecný úpadek Evropy v dalších stoletích však způsobily, že myšlenkový odkaz Aristotela, Hippokrata, Galena a dalších antických filozofů, přírodovědců a lékařů zhodnotil dříve spíše svět islámský. V něm zvláštní místo zaujímá Ibn Síná, čili Avicenna, žijící na přelomu 10. a 11. století. Tento filozof, přírodovědec a lékař sepsal tzv. Kánon medicíny, který byl jedním ze stěžejních děl, z nichž čerpali evropští lékaři středověku (48, 116).

Od 11. století ovšem Evropa zakládá své univerzity (Bologna, Itálie, 1088; Paříž, Francie, 1050; Oxford, Anglie, 1107; ... Montpellier, Francie, 1220; Praha, Čechy, 1348; ...). Přitom od založení univerzity v Paříži (1150) byly univerzity členěny do čtyřech samostatných fakult, z nichž vždy jedna byla lékařská. Přírodovědnými studii souvisejícími s medicínou i s dnešní fyzikou se na pařížské Sorbonně zabýval např. Albert Veliký (26, 66, 115), proslulý tím, že prováděl v té době nezvykle dokonalé exaktní přírodovědné výzkumy a experimenty.

Na lékařské fakultě v Bologni se vyučovala i chirurgie, která byla jinak ve značné nevážnosti.

V oboru medicíny významnou úlohu sehrála zvláště univerzita ve francouzském Montpellier (1220), kde se setkávali lékaři různých oblastí a studovali antická i arabská lékařská díla. Ještě starší byla však tzv. „Schola medica salernitana“, salernská lékařská škola (univerzita), která vznikla v jihoitalském Salernu dokonce již v 9. století. Právě zde od r. 1068 působil na pozvání arcibiskupa ze Salerna významný lékař a učenec zvaný Konstantin Afričan (66), který svými překlady z arabštiny zprostředkoval Evropě lékařská díla antické medicíny a zde vzniklo i známé lékařské dílo „Breviarum de signis, causis et cruris morborum“, které jak již název vypovídá – zaměřuje pozornost medicíny zcela přírodovědně a bez jakékoliv magie: na příznaky nemocí, jejich příčiny a jejich kauzální léčbu (116).

Středověká medicína tedy na svou dobu rozhodně nepostrádala odpovídajících znalostí, pevně svázaných s přírodní filozofií, tedy přírodovědou, a oproštěných tak od starověké medicínské magie. Byla ovšem vnímána spíše jako elitní, ryze univerzitní záležitost, v praxi byla uplatňovaná spíše výjimečně a jen při léčbě společenských elit, zatímco veřejné zdravotnictví bylo představováno:

- jednak medicínou lidovou, zahrnující jak pradávnou empirii přírodní léčby, tak i praktiky magické,
- jednak zakládáním špitálů, které však byly vnímány spíše jako akt milosrdenství a ošetrovny pro chudé, postižené, infaustně nemocné a jinak ze společnosti vyřazené, a kde samotné léčení lékaři bylo výjimečné,

- jednak felčary a ranhojiči, kteří byly při vysoké frekvenci úrazů a zranění sice velmi potřební, ale kteří nebyli považováni za lékaře, physikusy, čili nositele znalostí přírodní filozofie a medicíny.

Samostatnou kapitolou středověké medicíny je lazebnnictví, které lze z určitého hlediska považovat za předchůdce dnešního lázeňství, balneologie i wellness (ovšem se staršími antickými, arabskými a orientálními a dokonce až prehistorickými kořeny). Středověké lazebníky však často simulovali i úkony chirurgické, ranhojičské, zubolékařské a úkony spojené s manipulací a mobilizací pohybového aparátu, kde dobré fyzikální znalosti biomechaniky těla byly podmínkou úspěchu. Na venkově v této roli úspěšně vystupovali kováři, mlynáři a představitelé dalších profesí, kde jejich svobodné postavení, znalost přírody, mechaniky, manuální zručnost a logické myšlení vytvářely spolu s jejich tradiční empatií potřebné předpoklady i k jejich uplatnění při léčbě svých bližních. Nelze opomenout ani roli bylinářů a lidových léčitelů, kteří krom magické složky jejich práce někdy vynikali i nevšedními přírodovědnými znalostmi (37, 77, 81).

Univerzitní medicína v Zemích Koruny české však byla budována prakticky výlučně na racionalitě a empirii. Východiskem zde byly vlivy zmíněné lékařské školy v Salernu a univerzity v Montpellier. Obě tyto školy měly i značný vliv na pařížskou univerzitu (Sorbonnu), kde se vyučovalo i chirurgii. Absolventi skládali přísné zkoušky po kterých získávali titul doktora a byl jim udělován souhlas k vykonávání lékařské praxe. Salernská, montpellierská i pařížská lékařská škola vnášely do středověkého lékařství, a tím i přírodních věd (dosud ovšem vědecky nekonstituovaných) nemalý pokrok. Na pařížské Sorbonně působil po jistý čas i Albert Veliký (Albertus Magnus, Sv. Albert Veliký, 1193 - 1280), jeden z nejvýznamnějších univerzitních středověkých učenců, který se zabýval studiem filozofie, teologie, ale i přírodních věd, mimo jiné právě i fyziky a medicíny (např. spis „O účinnosti bylin, nerostů a zvířat“). Albert Veliký byl zřejmě nejvýznamnějším středověkým badatelem hájícím význam experimentu a experimentální přírodovědy (26, 37, 115).

V českých zemích nebylo za tehdejší evropským vývojem patrně žádné zaostávání. Katedrální škola u Sv. Víta poskytovala přednášky z medicíny pro potřeby řeholníků a kleriků zaměřujících se nejen na činnosti pastorizační, ale i na léčbu pacientů. Další chrámová škola je doložena v pražském Týně. Na královském dvoře posledních Přemyslovců již působí

dvorští lékaři tzv. *physici regii*. Také pojem „*physicus*“ ve smyslu lékař se v Čechách objevuje již ve 13. století (37, 81).

K roku 1320 se uvádí první český lékař studovaný na univerzitě v Montpellier, *ars medicinalis* profesor Jan Štěpánů. Pražská Karlova univerzita, založena 7. 4. 1348, zahrnovala všechny 4 fakulty: artistickou (filozofickou), teologickou, právnickou i medicínskou. Studium medicíny bylo možné až po studiu filozofie, které zahrnovalo i prvky poznání filozofie přírodní, tedy i fyziky v dnešním slova smyslu. Během studia medicíny nechyběla ani praktická cvičení, ve kterých bychom shledali mnohé z toho, co bychom dnes nazvali fyzikálním, např. nákresy mechaniky pohybu těla, seznamování se s fyzikálními projevy činnosti orgánů (subjektivní ohodnocování tepu, dechu, barvy povrchu kůže, šelestů vznikajících v důsledku činnosti oběhu krevního nebo pohybu útroby, zjišťování tuhosti či poddajnosti podkoží apod.), což je mimochodem dodnes součástí tzv. fyzikálního vyšetření pacienta (pohled – aspekce, poslech – auskultace, poklep – perkuse, pohmat – *palpae*). Anatomie se zatím vyučovala za využití zvířat. Ačkoliv je třeba přiznat, že do studia medicíny byly integrovány i odlišné nebo zcela nepřirodovědné koncepty, např. astronomie a dokonce astrologie, racionální jádro studia jasně převažovalo. Studium medicíny v Praze podporoval i kancléř univerzity, věhlasný arcibiskup Arnošt z Pardubic, osobní přítel a důvěrník krále a císaře Karla IV., sám též mimo jiné absolvent Lékařské fakulty Univerzity v Bologni (37, 81).

Husitské bouře v 15. století narušily činnost lékařské fakulty a nakonec vedly k jejímu zrušení. Lékařská věda a vzdělání však na Pražské univerzitě úplně nezanikly, ale soustředily se spíše na fakultu filozofickou. Ačkoliv na pražské univerzitě působili význační lékaři (Tadeáš Hájek z Hájku, Adam Zalužanský, Jan Jesenius – provedl první pitvy v Čechách roku 1600 a roku 1605), medicína se na univerzitě začala opět systematicky vyučovat až r. 1622, kdy přes pohnutou dobu Třicetileté války vzniká i řada kolejí a lékáren.

To už je ale období renesance. Dochází ke vzniku skutečných přírodních věd i ke vzniku fyziky, tak jak ji chápeme dnes - v pojetí systematicky prováděných experimentů a jejich teoretického zdůvodňování (6, 60, 115). Fyzika (archaicky *silozpyt*) je definována jako vědní obor, který zkoumá zákonitosti přírodních jevů. Fyzika se označuje za přírodní vědu fundamentální, v principu zahrnuje ostatní přírodní vědy. Ovšem tento redukcionistický pohled nemůže plně zahrnout specifika chemie (chemii nelze ji redukovat na řešení rovnic

kvantové teorie, poněvadž by to vyžadovalo neomezenou výpočetní sílu) ani specifika biologie (kde hraje významnou roli výjimečná složitost a specifčnost živých organismů).

2.4 Fyzika v medicíně novověku

Renesanční rozvoj fyziky však poskytl medicíně řadu nových a zásadních podnětů důležitých pro vysvětlení stavby a fungování lidského těla i možností objektivní diagnózy a účinné léčby. Renesanční myšlenka, že přírodní (fyzikální) svět je k tomu, „...abychom se z něj zvědavě učili, nakonec dosáhli poznání a využili jej k prospěchu svému i druhých“ (Agripa, 11, viz dále) upevnila sepjetí vznikající přírodovědy a rozvíjející se medicíny na tradičním teleologickém základě. Renesanční lékaři důsledně chápali, že: „fyzika vysvětluje povahu toho, co je ve světě hmotném, příčiny, následky, čas, místa, způsoby, výsledky celku i jeho částí“ (Agripa, 1, 37).

Na druhé straně je ovšem pro období renesance typické velmi těsné spojování medicíny s magií (1, 37). Za typický příklad mohou sloužit všichni tři velikáni medicíny tohoto období: Masilio Ficino (1433-1499), Ficinus, italský filozof a lékař, významný představitel humanismu, ale i neméně významný astrolog a hermetista, Theophrastus von Hohenheim, zvaný Paracelsus, lékař a filozof, zároveň však čerpající především z lidové léčitelské magie a z alchymie a Heinrich Cornelius Agrippa von Nettesheim, zvaný Agrippa, inspirován zejména židovskou kabalou, antickými Pythagorejci a astrologií. V době renesance se ovšem nemůžeme diskrepanci mezi skutečnou vědou a magií příliš podivovat, neboť nelze opomenout, že renesance byla i dobou alchymistů, dobou Dr. Johna Dee a Magistra Edvarda Kelley, dobou příklonu k antice se snahou využít vše z její pokladnice vědění, včetně jejich hermetických nauk.

Renesance je ovšem i dobou Ambroise Paré (1510 – 1590), lékaře, anatoma, chirurga a objevitele řady chirurgických nástrojů (v zásadě plně fyzikální povahy), Andrease Vesaliuse (1514-1564), nejznámějšího autora a realizátora vědeckých pitev a Williama Harveye (1578-1657), anglického lékaře a fyzika, objevitele uzavřeného krevního oběhu, v jehož osobě se snad nejlépe odráží vývoj a význam vztahu fyziky a medicíny.

Vraťme se ale k univerzitní medicíně, která se v českých zemích od obnovení lékařské fakulty Pražské univerzity úspěšně rozvíjí a kromě výukové činnosti postupně přebírá i dohled nad vznikajícím systémem veřejného zdravotnictví. Nejprve je to povinné přezkušování a aprobace řemeslných zdravotnických profesí (od roku 1651), dohled nad jejich praxí a hygienický dozor. I když tyto požadavky zřejmě v praxi nebyly příliš uplatňovány, znamenaly významný posun v pojetí péče o zdraví obyvatelstva.

V 17. století je rozvoj medicíny dále ztěžován neuspořádanými společenskými poměry, Třicetiletou válkou a jejími krutými dopady, jakož i hroznými morovými epidemiemi. Na druhé straně tyto souvislosti přispívaly ke všeobecné podpoře vzniku a rozvoje lékařských profesí.

V následující době baroka byla zvláště výrazně patrna snaha vysoké šlechty a kléru po zajištění hygienické a lékařské péče o svoje poddané. Během 16. a zejména v 17. a 18. století se v Čechách a na Moravě objevují instituce městských lékařů, tzv. fyziků, někdy označovaných též jako městských mediků (první doložený městský fyzik je ovšem ze Znojma už z 15. století). Veřejné zdravotnictví se však zásadně mění až Tereziánskými reformami (Generální medicínský řád, 1752, 1753), které stanovují pevná pravidla pro lékaře i všechny nelékařské zdravotnické profese, vnímané tehdy jako profese řemeslné. Zároveň je zemským dohlížejícím lékařům udělován titul „krajský lékař“ nebo-li „physicus“, „fyzik“. Je zřejmé, že přímou souvislost mezi těmito fyziky a fyzikou bychom jen těžko hledali. Snad jen v tom, že obě slova mají svůj základ v latinském physis = příroda, tedy, že práce fyzika se týká poznávání přírody a práce fyzikuse souvisela s pojetím zdraví a nemoci člověka v ryze přírodním pojetí, tedy v pojetí přírodních, a nikoliv již okultních sil, preferovaných ještě v době renesance. I v tom je možno spatřovat nemalý pokrok a nové paradigma významné souvislosti přírodních věd a lidského zdraví.

Až po tuto dobu si však musíme přiznat, že vztah fyziky a medicíny se odehrával spíše jen na teoretické úrovni. S rozvojem přírodních věd a techniky v 18. a 19. století je však další vývoj medicíny prostřednictvím fyziky již přímo determinován. Karlova univerzita může být hrda na to, že jako jedna z prvních zavedla systematickou výuku chemie a fyziky pro lékaře již roku 1745. Přednášejícím byl Prof. Jan Antonín Srinei. Jeho přednášky příznačně svým názvem „Chemické a fyzikální experimentárium“ podtrhují význam experimentu v přírodovědně zaměřené medicíně. Medicína v té době dostává mikroskop (Antoni van

Leeuwenhoek, 1632-1723), což vede k objevu buňky, formování buněčné teorie, objevu mikroorganismů a zejména k dalšímu stupni v chápání nutnosti experimentu v medicíně. Mikroskop se stává bezprostředním pomocníkem lékaře ve výzkumu i v praxi.

Velkým českým lékařem a vědcem – fyziologem, anatomem, biologem, ale také filosofem a básníkem byl Jan Ev. Purkyně (1787-1869). Tento velikán světové lékařské vědy již plně aplikuje fyziku, např. optiku, měří zakřivení rohovky, poukazuje na možnost vyšetření očního pozadí – oftalmoskopii, která byla prakticky zavedena až Helmholtzem v roce 1850, využívá akustiku (vynalézá předchůdce stetoskopu, je zakladatelem fonetiky, věnuje se optické mikroskopii, zabývá se prouděním kapalin (oběhem krve), teorii plynů aplikuje při výzkumu dýchání atpod.

Zvláště významné je Purkyněho nové pojetí fyziologie. J. Ev. Purkyně odmítl tehdy panující romantické pojetí fyziologie jako nauky převážně spekulativní, ale pojímal fyziologii jako přírodní vědu, vycházející z pozorování a pokusu a plně navazující na poznatky fyziky a chemie. Svůj systém fyziologie formuluje r. 1827. Přednášky již od r. 1824 doplňuje experimentálním kolegiem a od r. 1831 usiluje o zřízení samostatného fyziologického ústavu (zřízen roku 1839). Purkyně v té době působil na pruské univerzitě ve Vratislavi (Breslau, dnes polská Wroclaw) a jeho fyziologický ústav se stal vzorem pro řadu dalších univerzit celé Evropy. Roku 1850, ve svých 63 letech, se Purkyně vrací na Lékařskou fakultu Pražské univerzity, kde dále aktivně pracuje, prakticky až do konce svého plodného života v jeho 82 letech.

Z fyzikálního, ale i z didaktického hlediska je z té doby známý i jeho vynález kinesiskopu (původně ze 40. let 19. století - z období jeho pobytu ve Vratislavi), u něhož použil rotační uzávěrku, mnohem později používanou u kinematografů. V roce 1861 nechal dle svých nákrešů vyrobit pro svůj kinesioskop kotouč zahrnující animovanou sekvenci práce lidského srdce. Jedná se zřejmě o první známý případ užití této techniky pro výuku vědeckého oboru zahrnujícího důležité fyzikální poznatky o hemodynamice krevního oběhu a práci srdce jako pumpy.

Vývoj moderního lékařství je charakterizován mimo jiné tím, že významné objevy fyziky umožňují vznik a rozvoj nových laboratorních, vyšetřovacích i léčebných metod, na druhé

straně řadu nových fyzikálních objevů a poznatků evokují nebo dokonce i prakticky realizují sami lékaři.

Zvláštní akcelerace nabývá tento vývoj v souvislosti se vznikem a rozvojem moderní fyziky na přelomu 19. a 20. století, kdy je zájem fyziků soustředěn zvláště na poznání mikrosvěta, což je nerozlučně spojeno s objevem a využitím ionizujícího záření (17). V roce 1895 popsal Wilhem Conrad Röntgen (1845-1923), německý fyzik a jeden z nejtalentovanějších experimentátorů v moderní historii fyziky, druh záření, který nazval zářením X. Röntgen experimentálně zkoumal katodové záření (proud elektronů vycházející z katody katodové trubice), zřejmě s cílem nalézt projevy nějakého dalšího záření, ale možná náhodně, skutečně takové záření objevil. „Paprsky würzburgského profesora“ byly schopny pronikat neprůhlednými látkami a poté mohly na vhodné fotografické emulzi (skiografie) nebo na semitransparentní skiaskopické desce vytvářet obrazy vnitřní struktury předmětů, jimiž prošly. K prvním Röntgenovým fotografiím patřil stínový obraz ruky objevitelovy manželky s prstenem a obraz části hlavně lovecké pušky. Tyto fotografie jakoby předurčily využití röntgenova záření v medicíně i v defektoskopii materiálů.

V medicíně byly paprsky X využívány nejdříve pro prosvěcování (skiaskopii) a snímkování (skiografii). Obě metody jsou založeny na schopnosti různých látek pohlcovat rtg paprsky v různé míře v závislosti na rostoucím atomovém čísle prvků absorbujících tkání. Při skiaskopii se obraz získává na fluoresenčním štítě, při skiografii se používá fotografické desky nebo filmu. Metody diagnostického rentgenování lidského těla umožňují získávat přímo potřebnou obrazovou informaci o morfologii a patomorfologii. Využíváním rentgenu se metody rentgenování stále zdokonalují a jejich současnou sofistikovanou podobou je rentgenová počítačová tomografie, která využívá počítačově realizovanou matematickou rekonstrukci obrazu libovolných řezů lidským tělem z řady rentgenových projekcí získávaných z různých úhlů. Rentgenové záření našlo uplatnění i v terapii, zejména ve snaze zabránit růstu maligních nádorů. Ve 2. polovině 20. století se však pro tento účel ukázaly výhodnějšími radioaktivní zdroje, v současnosti nejčastěji radioaktivní kobalt ^{60}Co . Dnešní kobaltové ozařovače jsou složité a vysoce sofistikované přístroje, které se celou řadou důmyslných opatření konstrukčních i za pomoci plánovacích počítačových systémů, založených na aplikaci složitých matematických algoritmů, snaží dosáhnout co nejmenšího poškození zdravé tkáně a co nejúčinnějšího zničení nádorových buněk. Přesto je zřejmé, že budoucnost ozařování patří využití lineárních urychlovačů.

Oblast aplikací ionizujícího záření v medicíně se ovšem neomezuje jen na rentgenovou obrazovou diagnostiku a ozařování nádorů. Velký význam má i využití radionuklidů (zvl. radionuklid ^{131}J nebo ^{99}Tc) vpravovaných do oběhu krve s následným sledováním jejich distribuce v organismu pomocí scintilační, tzv. gama kamery.

Patrně nejpokrokovější a již běžně využívanou metodou obrazové diagnostiky je jaderná magnetické rezonance (NMR). První obraz nitra lidského těla vytvořený touto metodou byl získán roku 1977 (R. Domadian). Ačkoliv tato diagnostická metoda neprodukuje žádné ionizující záření, princip jejího fungování se skrývá v jádrech vodíku v lidských tkáních, jde tudíž v principu opět o metodu nukleární medicíny (38, 106).

K začlenění fyziky do studia budoucích lékařů dochází u nás až po 1. světové válce, a to pod názvem lékařská fyzika. Zpočátku se medikům přednášely základy fyziky obdobně, jak tomu bylo na přírodovědeckých nebo i technických oborech vysokoškolského studia.

Specializaci do výuky zavedl a první českou učebnici sepsal až Prof. PhDr. Viktor Teissler (1883 – 1962). Po svém působení na Karlově univerzitě v Praze pracoval od roku 1923 do roku 1938 v Bratislavě, kde založil první Ústav lékařské fyziky. Poté pracoval na Masarykově univerzitě v Brně. Zabýval se zejména optikou, podílel se na vývoji a výrobě prvních kontaktních čoček. Do historie vzdělávání lékařů ve fyzice vstoupil jak budováním ústavů lékařské fyziky, tak sepsáním učebnic Fyzika pro mediky (1928) a Lékařská fyzika (1937).

Ovšem velice zajímavé je, že první učebnice s názvem „Lékařská fyzika“ se v českých zemích objevila již v roce 1856 (A. Fick: „Die medizinische Physik“), šlo ovšem o publikaci psanou německy. Zůstal-li název oboru po celou tu dobu týž, je nutno podotknout, že se měnila jeho náplň. Těžiště se totiž přesouvalo z vybraných kapitol z fyziky pro lékařství do oblasti biofyziky.

Biofyzika je jedním z interdisciplinárních vědních oborů, které vznikly v prvních desetiletích 20. století jako důsledek integračních tendencí ve vývoji vědeckého poznávání. Vzniká na rozhraní biologických věd, fyziky a chemie. Biofyzika zkoumá biologické objekty a problémy fyzikálními metodami. Zakladatelem československé biofyziky byl Prof. MUDr.

et RNDr. Ferdinand Herčík (1905-1966), který se věnoval především výzkumu účinků záření na buňku a organismus. Jeho práce měly řadu mezinárodních vazeb, byl členem Vědeckého výboru OSN pro zkoumání účinků záření (včetně předsednictví v této organizaci) a působil rovněž v Mezinárodní agentuře pro mírové využití atomové energie ve Vídni; byl zakladatelem Biofyzikálního ústavu ČSAV v Brně.

Poněvadž biofyzika je zaměřena na fyzikální a fyzikálně – chemický výklad biologických jevů a na výzkum vlivu fyzikálních faktorů na živé organismy, navazuje tak kontinuálně na mnohé z kapitol rozvoje moderní fyziky. Kupříkladu na výzkumy elektřiny v živých organismech, které v 18. století započal italský lékař a fyzik Luigi Galvani, dále pak na výzkum šíření nervového vzruchu, kterým se zabýval např. německý lékař a fyzik Hermann von Helmholtz, na výzkum vidění a na výzkum vnímání zvuků apod. Do období prvních desetiletí 20. století spadá vývoj diagnostických metod elektrokardiografie, elektroencefalografie, elektromyografie a dalších elektrografických metod. Britové Alan Lloyd Hodgkin (1914- 1998) a Andrew Huxley (1917-2012) se především ve 2. polovině 20. století dále zabývají mechanismy šíření nervových vzruchů a objevují iontové mechanismy fungování buněčných membrán, James D. Watson (1916-2004), Francis Crick (1916 –2004) a další badatelé odhalili šroubovicovou strukturu deoxyribonukleové kyseliny – nositelky genetické informace a odstartovali tak vznik a rozvoj molekulární genetiky. V tomto oboru opět dominují fyzikální principy a využívané prostředky (např. známá a bouřlivě se rozvíjející PCR metoda).

Špičková česká učebnice lékařské biofyziky autorů Prof. MUDr. Hrazdíry (1930) a kolektivu z 80. let minulého století dobře sloužila více než jedné generaci českých a slovenských mediků. Další modernizované a vynikající učebnice a skripta lékařské biofyziky vytvořili Prof. Jozef Rosina (1956), Prof. Navrátil (1954), Prof. Beneš (1957) a opět Prof. Hrazdíra spolu s Prof. RNDr. Mornsteinem (1955).

V názvech těchto učebnic se objevuje spojení „Lékařská biofyzika přístrojová technika“, které výstižně podtrhuje spojení lékařské biofyziky (zaměřené především na odhalování funkcí a procesů v lidském těle, které mají fyzikální podstatu nebo při jejichž výzkumu se využívá fyzikálních metodik a prostředků) a přístrojové techniky používané ve zdravotnictví, zejména té, která produkuje fyzikální podněty a energie využívané pro účely diagnostiky nebo léčby.

Tím se lékařská biofyzika přibližuje oboru biomedicínského inženýrství, který představuje aplikace inženýrských postupů v medicíně a biologii. Diagnosticky zaměřená část biomedicínského inženýrství využívá fyzikální poznatky a principy k měření projevů biologických systémů resp. k jejich vizualizaci a počítačovému matematickému, databázovému či telemedicínskému zpracování. Terapeutická část biomedicínského inženýrství využívá fyziky a inženýrských postupů ke konstrukci přístrojů určených pro léčbu, zmírňování příznaků chorob nebo pro podporu funkcí či náhradu orgánů.

Biomedicínské inženýrství úzce souvisí s klinickým inženýrstvím, které je již považováno za samostatný zdravotnický obor, příslušní specialisté jsou tedy již přímo zdravotnickými pracovníky pracujícími s pacientem se zaměřením na obsluhu, řízení a celkové technické zabezpečení interakcí mezi pacientem a složitými diagnostickými či léčebnými přístroji a medicínskými technologiemi, které ve svém rámci prakticky vždy a zcela inherentně zahrnují fyzikální rozměr, který se projevuje jak na straně pacienta, tak i na straně přístroje, přirozeně v jejich vzájemné interakci.

3 Výuka fyziky u lékařů

3.1 Obecné aspekty vyučování fyziky pro lékaře

Z předchozí kapitoly předložené práce by mělo být patrné, že současná medicína je s fyzikou velmi úzce spojena, což implikuje, že se studiem medicíny by tudíž mělo být spojeno i dostatečně účinné vzdělávání ve fyzice.

S požadavky na znalosti z fyziky se setkávají již zájemci o studium lékařství, neboť fyzika je jedním z předmětů, z nichž musejí vykonat přijímací zkoušku. Přijímací zkouška se v posledních letech uskutečňuje formou testu, některé lékařské fakulty však v rámci přijímacího řízení následně uskutečňují rovněž osobní zkušební pohovor.

I když zatím chybí objektivní studie, lze soudit, že stav fyzikálních znalostí a fyzikálního myšlení je u zájemců o studium medicíny obvykle dosti limitován. Nepochybně to souvisí s historicky významným humanitním pojetím medicíny, se společenskou rolí lékaře i se všeobecně kulturním významem zdravotnictví. Medicína se vždy týkala a bude týkat zdraví a nemoci, tělesnosti i psychiky člověka, ale i bolesti, utrpení a smrtelnosti člověka. Medicína tudíž vždy evokovala otázky po roli jedince ve společnosti, otázky morálních hodnot, víry, náboženství a filosofického náhledu. Ačkoliv vývoj medicíny integroval složku přírodovědného poznání a přírodovědného vzdělání, není ji možno tak snadno oddělit od věd zabývajících se člověkem a společností (116).

Na rozdíl od ryze přírodních věd (fyzika, chemie, matematika, do značné míry i biologie ...) nejsou společenské vědy ze své podstaty důsledně exaktní a umožňují vstupovat subjektu do pozorování. Tento vstup subjektu je mnohdy žádoucí a jediný možný, protože předmětem společenských věd je vždy nějaká ze stránek subjektu. Vést však jednoznačnou dělící čáru mezi humanitními a společenskými vědami lze velice obtížně, nicméně zpravidla se přijímá názor, že přírodní vědy jsou charakteristické vyšším stupněm kvantifikace, objektivnosti a vyšším stupněm využívání obvyklých vědeckých metod, např. experimentu, zatímco humanitní vědy mají spíše charakter subjektivní a používají převážně postupy analytické.

A právě faktory společenské a humanitní vedou často studenta k zájmu o studium medicíny, ať již jsou to faktory, které lze považovat za ryze pozitivní (snaha pomáhat druhým) nebo sporné (společenská prestiž, uspokojení vyšších potřeb jedince - míněno v pojetí dle Maslowa, popřípadě i v pojetí upřednostňujícím ekonomické výhody a společenskou prestiž). Vysloveně přírodovědně, zvláště pak fyzikálně talentovaní studenti spíše vyhledávají další studium fyziky na přírodovědeckých nebo pedagogických fakultách, popřípadě studium technicky orientovaných inženýrských oborů či studium exaktních přírodovědných oborů matematiky, chemie, biologie apod.

Tím není řečeno, že by na lékařské fakulty nevstupovali studenti s vynikajícími fyzikálními znalostmi a skvělým fyzikálním myšlením, jak o tom svědčí mnohé případy vynikajících fyziků – lékařů z oblasti nukleární medicíny, radiobiologie, radiologie a dalších oborů medicíny, ale z pohledu celé lékařské obce jde spíše o výjimky, než o typický jev. Velice výstižně to vyjádřila jedna ze studujících medicíny v internetové diskusi se zájemkyní o toto studium, kde doslova uvedla:

„ ... na testy z fyziky k přijímačkám se to naučíš nazpaměť, pak budeš mít fyziku jen jeden semestr a víc už o ní už neuslyšíš“.

Tento výrok by bylo schopno přijmout nemalé procento studujících medicíny za svůj, přestože by měli – zvláště v dnešní době - logicky předpokládat, že pokud chtějí vykonávat své budoucí povolání a poslání jen trochu kvalifikovaně, budou se v oblasti diagnostiky i terapie, spojených s využíváním přístrojové techniky a s potřebou fyzikálních poznatků a fyzikálního myšlení, nepochybně sekávat.

A nejen to, fyzikální myšlení budou potřebovat rovněž při zcela přirozeném profesním uvažování o správných i patologicky pozměněných funkcích lidského těla, tedy při zcela zásadním rozumném a logickém uvažování prakticky v jakékoliv své medicínské specializaci. Vyšší kvalita vzdělávání lékařů všech oborů ve fyzice by jistě pomohla omezit i převážně kontraproduktivní prosazování přístrojů a metod alternativní medicíny.

3.2 Pedagogický aspekt fyzikální přípravy zájemce o studium medicíny

S pozitivní a pedagogicky správně cílenou snahou změnit chybné paradigma pojetí fyziky jako marginální složky studia medicíny se setkáváme již při přípravě zájemců o studium na lékařských fakultách. Tradičně dobrou úroveň středoškolského vzdělání ve fyzice poskytují gymnázia. Velmi dobře fyzikálně připraven přichází na lékařské fakulty i menší počet studentů – absolventů technicky zaměřených středních škol, zvláště škol elektrotechnických. Zoufalejší je situace u absolventů ryze zdravotnických středních škol, kteří si již své středoškolské studium vybírali s ohledem na ryze humanitní zaměření své budoucí profese a někdy i přímo pro odpor k přírodovědným předmětům vůbec.

Pokrok v této oblasti je však patrný a významnou měrou k němu přispívají některé tématicky zaměřené práce, jako například studie „Fyzika ve zdravotnictví“, která v rámci projektu „Kvalitativní rozvoj učitelství fyziky“ pod vedením RNDr. Renáty Holubové, CSc., vznikla na Katedře experimentální fyziky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci (29).

Přípravu k přijímací zkoušce na lékařské fakulty, jejíž součástí je i fyzika, se uchazečům snaží též usnadnit řada vzdělávacích institucí, a to nemalým množstvím cílených aktivit. Pomineme-li významnou roli samotných středních škol i některých lékařských fakult (tzv. nulté ročníky s intermitentní výukou biologie, chemie a fyziky), je zde několik privátních i veřejných institucí, které zařazují výuku fyziky do svých přednáškových, korespondenčních, učebnicových nebo e-learningových kursů.

V této sféře lze zmínit kupříkladu vzdělávací centrum AZ SMART, které působí v Praze, Brně a Ostravě. Tato vzdělávací agentura vyvíjí svou činnost v několika stěžejních oblastech - jazykové kurzy pro veřejnost, individuální výuka a doučování, přípravné kurzy k přijímacím zkouškám na vysoké školy - právnické, pedagogické, filozofické a medicínské fakulty, dále na ekonomické směry, na Českou zemědělskou univerzitu, VŠB apod. Vzdělávací centrum je akreditováno MŠMT ČR pro pořádání rekvalifikací, ale zaměřuje se i na čerstvé maturanty, zvláště na ty, kteří v přijímacím řízení ke studiu medicíny napoprvé neuspěli. Sekce přírodních věd tohoto vzdělávacího centra je velmi kvalifikovaně zajištěna (RNDr. Michal Masařík, Ph.D., vedoucí lektor) a pro uchazeče o studium na lékařské fakultě je připraveno vyučování ve fyzice v následujících okruzích:

- Fyzikální veličiny a jednotky, jejich převody, skaláry a vektory
- Mechanika, gravitační pole a jeho vlastnosti
- Molekulová fyzika a termodynamika
- Vnitřní energie, teplo, teplota
- Struktura a vlastnosti plynů, kapalin a pevných těles
- Elektromagnetické pole, kmitání a vlnění
- Optika
- Základy kvantové fyziky
- Fyzika elektronového obalu atomu a fyzika atomového jádra

Z uvedených okruhů je patrné, že fyzikální vzdělávání nikterak nevybočuje z rámce středoškolského učiva, ale od uchazeče o studium na lékařské fakultě není ani více očekáváno. Bylo by samozřejmě přínosem, aby kromě penza středoškolských znalostí fyziky byly budoucím lékařům poskytovány též základy fyzikálního myšlení.

3.2.1 Potřeba didaktického zaměření na „fyzikální myšlení“ budoucích lékařů

V této souvislosti upřesněme, co bychom pod intuitivně pojatým pojmem „fyzikální myšlení“ měli exaktně vnímat a o co tudíž usilovat. Na pomoc si lze vzít stále platnou definici jednoho z našich největších didaktiků fyziky, Prof. RNDr. Emila Kašpara (45):

„Takové myšlení, které vychází z celé bohaté rozmanitosti fyzikálních jevů (skutečností, vjemů, představ, pojmů a vztahů), které nezanedbává přírodně fyzikální podklad ani u veličin, se kterými pak fyzika operuje jako s prvky základními, nazýváme fyzikálně funkční myšlení. A právě výchova k tomuto myšlení je specifický úkol fyziky, který ji odlišuje od jiných školních předmětů Postupovat jinak by znamenalo ohrožovat základní výchovné a vzdělávací cíle, které má vyučování fyzice plnit“.

K tomuto tématu se budeme ještě vícekrát vracet. S fyzikou ovšem velmi úzce souvisí i problém myšlení matematického. A zde je nutno ve shodě s odbornými didaktickými publikacemi posledních let (40) konstatovat značný pokles souvisejících znalostí a dovedností.

Matematicko – fyzikální znalosti, úroveň matematického a fyzikálního myšlení a dokonce i samotného logického uvažování žáků a studentů středních i vysokých škol rok od roku klesají (56). Tato zkušenost je bohužel obecná a týká se celé současné populace (až na výjimky vcelku stabilních špiček, úspěšně prokazujících svou úroveň v přírodovědných soutěžích různých typů – viz např. (56). Ukazují to i testy matematické a přírodovědné gramotnosti PISA, viz např. (107) v nichž čeští žáci nedopadají dobře. Fakt, že úroveň žáků „vzorových“ USA je znatelně horší, nemůže být útechou. Spojené státy mají přes 300 miliónů obyvatel, vzdělání a distribuce odborných znalostí byla vždy značně výběrovou a elitní záležitostí, představitelé vědy a výzkumu jsou společensky silně preferováni a personální kapacity jsou neustále doplňovány přílivem talentovaných jedinců z celého světa. S ničím takovým nemůže Česká republika počítat.

Matematické a fyzikální pojmy, které jsou pro dnešního průměrného českého vysokoškolačka často nepřekonatelnou překážkou, byly v prvorepublikové době běžně

pochopitelné již žactvu měšťanky (30, 80) a ještě v 80. letech 20. století alespoň středoškolákům, především gymnazistům (128). Nepochybně zcela bezpečně byly ovládány studenty prvních semestrů vysokých škol s přírodovědným, medicínským či technickým zaměřením. Dnešní stav je závažným nedostatkem nejen u studentů oborů, pro něž je matematika a fyzika základním prostředkem k pochopení problematiky oborů samotných, ale i v řadě profesí, které s matematikou a fyzikou jako vědními disciplínami nemají sice takřka nic společného, ale v nichž hraje porozumění základním pojmům a správnost třeba i jednoduchého uvažování a počítání klíčovou roli, například v lékařství, ve farmacii, v ekonomii apod.

Zejména ve zdravotnických oborech může mít základní uvažovací a počtářská nedostatečnost fatální následky. Jednoduše shrnuto: matematické a fyzikální „povědomí“ přestává být součástí vzdělanosti a kultury. Meze matematického a fyzikálního myšlení, tj. takové matematické a fyzikální pojmy a postupy, které „průměrný občan“, resp. „průměrný student“ již nezvládá, se posouvají stále k vyšším věkovým kategoriím, resp. vyšším kategoriím formálního vzdělání. A téměř zapomenuta je teze Davida Hilberta: Logaritmická pravítka všeho druhu jsou pro matematické myšlení důležitější než kalkulátory, Čs. čas. fyz, č. 5-6, sv. 62 (2012), s. 429, dostupné z <http://cscasfyz.fzu.cz>, (14).

Hlavní význam matematiky a do značné míry i fyziky pro všeobecné vzdělání člověka je v tom, aby dala možnost nejčistšího a nejbezprostřednějšího prožitku pravdy. K pojmům a oblastem matematiky, které podle našich zkušeností představují zmíněné meze, patří především:

- inverzní operace – odčítání a dělení – zejména ve slovních úlohách (školní věk),
- zaokrouhlování – je problémem zcela obecným (viz příklad 1),
- trojčlenka, resp. úměra – je rovněž problémem všech věkových kategorií téměř bez ohledu na vzdělání (viz příklady 2, 3, 4),
- logaritmus a mocnina – středoškolská úroveň, činí však problémy i při studiu přírodovědných, medicínských a technických oborů na vysoké škole (viz příklad 5),
- geometrická posloupnost, úrokování – lidé si nedovedou úroky spočítat (v minulosti byla problematika složeného úrokování látkou měšťanky (30),
- pojem funkce, zejména logaritmické, exponenciální a goniometrické, a schopnost vyčíst potřebné údaje z grafické prezentace funkcí, viz též příklad 5,

- limita funkce, derivace složené funkce, integrál, derivace,
- popis přírodních dějů pomocí funkcí, které jsou řešením nejjednodušších diferenciálních rovnic,
- základní pojmy lineární algebry – lineární závislost a nezávislost vektorů, vektorové prostory, lineární zobrazení apod., tj. „úměra“ na vysokoškolské úrovni,
- logické výroky, zejména ekvivalence, implikace a její negace,
- pravděpodobnost, počítání s pravděpodobnostmi, matematická statistika, zvláště induktivní.

Výčet jistě není úplný a každý, kdo má zkušenosti s výukou matematiky a fyziky, by asi mohl další „meze“ přidat. Autoři (40) uvádějí řadu inspirativních, někdy až humorných, bohužel však pravdivých příkladů ze života i z výuky:

Příklad 1 – zaokrouhlování:

Za absenci povědomí o zaokrouhlování mohou i kalkulačky a počítače. Příklady typu $2 : 3 = 0,6666666$, informující o počtu pozic na displeji kalkulačky uživatele, jsou běžné. Běžným jevem je též uvádění neúměrného a zcela nesmyslného počtu desetinných míst.

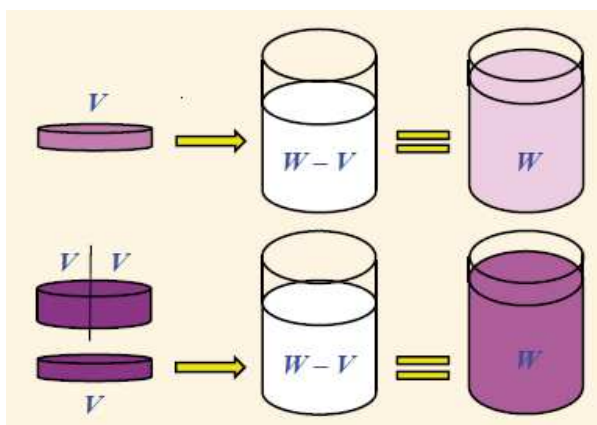
Příklad 2 – úměra:

Konkrétní zkušenosti ukazují, že si s počítačovými výpisy založenými na principu přímé nebo nepřímé úměry uživatel často neporadí. Problém spočívá v tom, že výpočet „dělá počítač“, jemuž jsou pouze zadávána vstupní data a poté stisknuto Enter.

Příklad 3 – úměra – ze zdravotnictví:

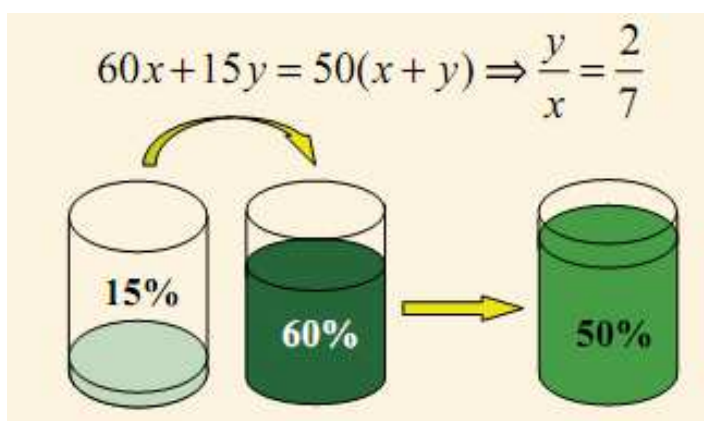
Problémem ve výuce i v praxi - uváděný příklad je skutečný (40) - jsou úlohy na míchání roztoků: Ampule účinné látky do infuze dodávané firmou mají objem V a koncentrace účinné látky v nich je p % objemových. Rutinní postup při přípravě infuze o výsledném objemu W je takový, že do základního roztoku o objemu $W - V$ přidá sestra jednu ampuli léku. V případě dodávky ampulí (např. jinou firmou) o dvojnásobném objemu a dvojnásobné koncentraci probíhala příprava infuze tak, že do základu o objemu $W - V$ byla přidána polovina obsahu ampule.

Studenti, kteří mají rozhodnout, zda byl tento postup správný, mají zpočátku s úlohou problém. Pomocí obrázku ji snadno pochopí a pak již snadno formulují i početně (obr. 1), převzato z literatury (40).



Obrázek 1: Ilustrace přípravy roztoků ve zdravotnictví – počítání s procenty. Převzato z (40).

Podobná úloha pochází z testů analytického myšlení maturantů při přijímání na vysokou školu: V jakém poměru musíme smíchat 60% roztok s 15% roztokem, aby vznikl roztok 50%? Řešení je na obr. 2 (převzato z lit. 40). Kuriózní je, že tento příklad byl z testů vyřazen se zdůvodněním, že vyžaduje znalost speciálního vzorce (40):



Obrázek 2: Ilustrace přípravy roztoku požadované koncentrace. Převzato z (40).

Příklad 4:

Tak například zjištěný fakt, že mezi nemocnými rakovinou plic je 90 % kuřáků, je běžně zcela chybně interpretován tak, že kuřák dostane s devadesátiprocentní pravděpodobností rakovinu plic.

Za jednu z příčin, proč jsou problémem takto jednoduché úlohy na úměru, lze považovat současné opovrhování „rutinou“ či „drilem“ a preferování „tvůrčího přístupu“. V dřívější školské matematice nikoho procvičování úměry nepřekvapovalo (stejně jako u klavíristy nikoho ani dnes nepřekvapuje nutnost „dřít“ stupnice a prstová cvičení – potřebný reflex se jednoduše žádným „tvůrčím přístupem“ nevytvoří). Lze jistě namítnout, že na výše uvedené úlohy stačí „zdravý rozum“. Proč ho však lidé nepoužívají? Protože nejsou vedeni k jeho posilování – třeba právě onou rutinou, kterou můžeme daleko přívětivěji nazvat třeba početní praxí.

Příklad 5 – funkce – opět ze zdravotnictví:

Pojem funkce je sám o sobě problémem. Představu o průběhu a vlastnostech elementárních funkcí mají absolventi střední školy obvykle velmi limitovanou. Z fyziky mají zafixováno, že velikost gravitační, resp. elektrostatické síly, jíž na sebe působí dvě hmotná, resp. nabitá tělesa, je nepřímo úměrná čtverci jejich vzdálenosti. O tom, jak takový pokles vypadá, však nemají dobrou kvantitativní představu, jsou ochotni považovat tuto závislost za téměř univerzální a aplikovat ji chybně dokonce i v praxi na situace, které se řídí zcela jinými zákonitostmi. Můžeme tak například být při demonstraci vyšetření rentgenovým zářením poučeni (skutečný případ, lit. 40), že intenzita škodlivého záření klesá se čtvercem tloušťky olověné výplně bezpečnostních dveří, resp. ochranné zástěry.

Z vlastní zkušenosti lze potvrdit, že i kvalifikovaní odborníci ze zdravotnických oborů přijmou takovou informaci jako fakt, který dále reprodukují, aniž by mu rozuměli – ani se nad ním nezamýšlí.

Správným řešením je přirozeně zcela jiná, klesající exponenciální závislost v podobě Lambert-Beerova zákona:

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

Pochopení určitého základního souboru matematických pojmů, včetně praktického zacházení s nimi, je nezbytné nejen pro studenty medicíny a studenty přírodovědných oborů, ale i pro studenty oborů zdravotnických (např. oboru radiologický asistent a oboru fyzioterapeut). Studenti musí s ohledem na svou budoucí profesi pochopit podstatu

fyzikálních dějů souvisejících se zářením a principy terapeutických a diagnostických přístrojů v radiologii, radioterapii, radiobiologii i ve fyzikální medicíně. K tomu z matematiky nutně potřebují přinejmenším základní povědomí o lineární algebře a o chování alespoň těch funkcí, se kterými se v praxi setkají. Studenti se s pojmem funkce sžívají poměrně obtížně, nemají představu o průběhu elementárních funkcí, ze střední školy neumějí logaritmovat a pracovat s mocninami. Mohou za to mj. opět kalkulačky a počítače, které nahradily ruční kreslení grafů na milimetrový papír, ale i pomůcky typu logaritmického pravítka tam, kde měly pozitivní vliv na pochopení problematiky logaritmování (kalkulačka názorně neukáže převod násobení na sčítání a umocňování na násobení). Přitom používání logaritmických a exponenciálních funkcí či logaritmické stupnice ve zdravotnictví je prakticky „denním chlebem“: absorpce záření, radioaktivní rozpad, Weberův-Fechnerův zákon, Hoorweg-Weissova křivka apod.

Zvláště Weber-Fechnerův zákon má pro medicínu zcela zásadní význam. Charakterizuje vztah mezi fyzikální intenzitou podnětu působícího na receptor a subjektivním vjemem intenzity (počítkem), které toto působení vyvolá. Pojmenován je po německém lékaři E. H. Weberovi (1795–1878) a německém psychologovi G. Th. Fechnerovi (1801–1887). Weber-Fechnerův zákon lze matematicky popsat například následujícím vztahem:

$$dS = k \cdot \frac{dI}{I}$$

Tento vztah lze upravit vyřešením příslušné diferenciální rovnice na známou formuli:

$$S = k \cdot \ln \frac{I}{I_0}$$

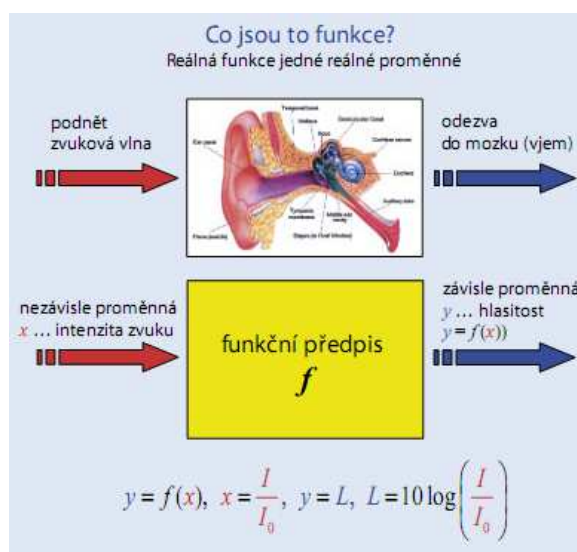
kde S je intenzita subjektivního vjemu;
k je konstanta;
I je fyzikální intenzita podnětu působícího na receptor;
 I_0 je prahová intenzita, tedy absolutně nejnižší možná intenzita, jakou je schopný jedinec vnímat.

K názorné interpretaci matematického popisu pomůže, když si diferenciál v první rovnici nahradíme malou změnou Δ , pak:

$$\Delta S = k \cdot \frac{\Delta I}{I}$$

Vztah lze pak chápat tak, že subjektivně vnímaná malá změna počítku je přímo úměrná malé změně intenzity podnětu a nepřímo úměrná intenzitě počítku. Například přidáme-li ke třem gramům závaží jeden gram, bude subjektivně vnímaná změna hmotnosti poměrně dobře patrná; přidáme-li ale jeden gram ke třem kilogramům, bude již subjektivně vnímaná změna hmotnosti nepatrná.

Důvodem pro takovéto chování receptorů je zřejmě především to, že je umožněn současně vysoký rozsah vnímaných fyzikálních intenzit a vysoká rozlišovací schopnost alespoň při nízkých intenzitách. Weber-Fechnerův zákon velmi dobře ilustruje funkce sluchového orgánu (viz obrázek 3), leč matematicko-fyzikální chápání této funkční závislosti činí mnohým studentům nemalé problémy.



Obrázek 3:

Jak umí uši logaritmovat. Převzato z výuky pro radiologické asistenty, Jan Janík, Michal Lenc, Pavla Musilová, Jana Musilová: Ústav teoretické fyziky a astrofyziky, Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity, Brno.

Důležité je i to, aby studenti pochopili, že diferenciální zákony, kterými se řídí tyto jevy a jejichž integrace vede právě k exponenciálním funkcím, jsou fakticky „úměry“ – změna veličiny (například změna počtu radioaktivních jader za jednotku času, změna intenzity záření v dané hloubce vztažená na jednotku tloušťky) je úměrná veličině samotné (okamžitému počtu radioaktivních jader, intenzitě dopadající na vrstvu v dané hloubce).

Daný stav značné absence fyzikálního myšlení u uchazečů o studium medicíny i u velkého počtu lékařů nelze pochopitelně považovat za ideální a je nutno hledat jeho řešení.

V souvislosti s tím se hned nabízí několik postřehů:

- Střední škola by měla v předmětech fyzika, matematika a zřejmě i chemie, ale případně i výpočetní technika a informační technologie učit studenty systematicky pracovat, nepojímat heslo „škola hrou“ absurdním způsobem a neopomíjet dostatečně procvičovat. Otázkou je, zda by maturita z matematiky přece jen neměla být povinná, alespoň na gymnáziích a pro uchazeče o studium medicíny a pro uchazeče o studium přírodovědně zaměřených oborů.
- Při přijímacích řízeních na vysokou školu by bylo určitě vhodné obnovit přijímací zkoušku, kterou mnohde nahrazuje pouhý test studijních předpokladů.
- Ovšem v případě lékařských fakult je nutno připomenout, že zde byla a je zkouška vždy požadována. Na ostatních typech škol vychovávajících další zdravotnické (míněno nelékařské) profese by se rozhodně neměly vyřazovat testy, které alespoň prověřují analytické a kritické myšlení.
- Pro přijetí na přírodovědné obory by rozhodně neměla být akceptována nízká hranice percentilu.
- Při studiu na vysoké škole by mělo mít vyučování způsobem „my sami“ svoje limity a rozhodně by se nemělo stávat, aby zábavné a tzv. „motivační“ předměty byly zařazovány na úkor předmětů oborových.
- Smysluplně by měla být omezena volnost studentů při volbě předmětů nesouvisejících s oborem studia, avšak započítatelných do kreditové hodnoty studia (princip „kumulace kreditů“).

- Učitelé by neměli rezignovat na kontrolu práce studentů, zkoušení by mělo být dostatečnou motivací a rozhodně by nemělo být mírné jen proto, aby škola či fakulta nepřišla o peníze.
- Ve vyšších semestrech by se po studentech mělo zcela přirozeně požadovat to, co se v nižších semestrech naučili. Rovněž úroveň požadavků u státních zkoušek by měla být standardně vysoká.
- Studijní a zkušební řády by měly být vyvážené a výuka v zásadě vždy povinná.
- S tím souvisí i to, že kvalifikační a kariérní postupy akademických pracovníků by se měly řídit kritérii, která nejen obsahují, ale s patřičným respektem a vážou zdůrazňují pedagogickou složku. Kritérium úspěšnosti a potřebnosti akademického pracovníka by se tudíž nemělo omezovat jen na bibliometrické indexy a na body získávané za ryze vědecké výsledky.
- Zcela zásadní je přesvědčit současníky, že neznalosti v matematice, fyzice nebo chemii jsou stejnou vadou na intelektuální kráse člověka jako mezery jeho vzdělání v gramatice, literatuře či historii (54), což znamená dostat do všeobecného povědomí staletími ověřenou zkušenost, že součástí kultury není jen literatura, hudba a výtvarné umění, ale i matematické, přírodní a technické vědy (40, 54).

Ovšem v učebních programech fyziky zaměřených na zájemce o studium medicíny, případně na zájemce o studium nelékařských zdravotnických oborů, přístup zahrnující princip fyzikálního myšlení není zatím příliš výrazně patrný. Výukové programy jsou spíše zaměřeny na memorování zjednodušených fyzikálních principů, zákonů a pouček, jejichž znalost prospěje zájemci k úspěšnému složení zkoušek, ovšem v rozvoji jeho fyzikálního myšlení mu příliš nepomůže.

Jen o málo lépe je tomu v oblasti on-line vzdělávání, kde sice najdeme účelné aktivity vedoucí ke zdokonalení fyzikálních znalostí pro zájemce o studium medicíny (www.samouk.cz), ovšem opět bez zjevného akcentu na rozvoj fyzikálního myšlení uchazeče. Využíván je přitom eLearningový systém, který rozšiřuje možnosti on-line studia a umožňuje efektivní správu kurzů. Základem on-line kurzu je tedy jednak nesporně kvalitní obsah,

jednak i přímý kontakt studentů s lektorem (prostřednictvím email, Skype, ICQ, případně virtuální třídy). Teorie je poskytována audiálně a je doprovázena slidy. Ke každému slidu jsou k dispozici vysvětlující textové poznámky. V kurzech lze nalézt i množství testových otázek a úkolů, při kterých je možno procvičovat probíranou učební látku. Frekventanti kurzů mohou využívat i kontaktu s ostatními studenty prostřednictvím diskuze nebo chatu.

Primárně je tento online kurz fyziky vytvořen tak, aby zvyšoval šanci úspěš u přijímacích zkoušek na lékařské a farmaceutické obory. Může posloužit i k rozšíření všeobecného zájmu a znalostí z fyziky. Obsah kurzu se přitom nijak nevymyká běžné náplni středoškolské fyziky:

- Fyzikální veličiny
- Mechanika (hmotný bod, mechanika tuhého tělesa,...)
- Termodynamika a molekulová fyzika
- Oscilátor
- Elektřina (elektrické pole, stejnosměrný obvod,...)
- Mechanické vlnění
- Světlo a optika
- Relativita
- Mikrosvět (kvantová fyzika, jaderná fyzika)

Každá kapitola se skládá z výukové části a sady testových otázek, které jsou založené na otázkách z přijímacích zkoušek na lékařské fakulty. Na konci každé kapitoly je závěrečný test a na konci kurzu lze procvičovat otázky ze všech kapitol, kterých je více než 1000.

Tento kurz fyziky je jistě skvělým doplněním výukových aktivit v této oblasti, ale zdá se, že audiovizuálními a počítačovými prostředky a s využitím internetu přece jen v první řadě podporuje memorativní stránku výuky a pomůže tak studentu ke splnění požadavků přijímacího testu, nikoliv však k pochopení logických vazeb a k rozvoji skutečného fyzikálního myšlení. Celá řada dalších aktivit vyznívá obdobně.

Čestnou výjimku na poli vzdělávání zájemců o studium a studentů medicíny i studentů zdravotnických a biomedicínských oborů představuje publikace Prof. Hany Kolářové a Doc. RNDr. Romana Kubínka, CSc., „Fyzika stručně a jasně - přehled fyziky v příkladech a testových otázkách“, Univerzita Palackého v Olomouci, 2008.

3.3 Fyzika v rámci studia medicíny a její didaktické zajištění

Hned na počátku studia medicíny, v jeho prvním semestru, je zařazena výuka lékařské fyziky, jehož náplní je seznamovat mediky zejména s fyzikálními zákony, jimiž se řídí biologické děje a dále s mechanismy účinku fyzikálních faktorů na živé organismy.

Ve světovém kontextu není lékařská biofyzika jako samostatný předmět zařazena na všech lékařských fakultách. V České republice má však samostatné studium lékařské fyziky svoje pevné místo (viz předchozí kapitola) i významnou úlohu. Navazuje na tradici výuky fyziky pro studenty lékařských fakult, zvláště na Karlově univerzitě, přičemž tato výuka byla vždy přizpůsobována potřebám budoucích lékařů. Vedle rekapitulace a mírného rozšíření některých partií fyziky, zejména kvantové fyziky, jaderné fyziky a termodynamiky jsou studenti seznamováni podrobněji s radiobiologií a rovněž s fyzikálními principy řady lékařských přístrojů. Do výuky biofyziky bývají na některých fakultách zahrnuta i témata týkající se např. biostatistiky, biokybernetiky, nanotechnologií nebo informačních technologií. Rovněž se ve výuce objevují elementy metrologie, přinejmenším informace o jednotkách, metodách kalibrace apod.

Řada lékařských fakult má akreditovaný i doktorský studijní program „Lékařská biofyzika“. Tento doktorský studijní program zahrnuje interdisciplinární vědní obor využívající spolupráci převážně biologických pracovišť od základního výzkumu až po klinická pracoviště. Výchova studentů se zaměřuje na vzájemné souvislosti mezi fyzikou a medicínou. Pozornost se věnuje především prohlubování poznatků v diagnostických a terapeutických metodách, možnostem terapeutického ovlivnění fyzikálních dějů na buněčné membráně, matematickému modelování biologických dějů, biomechanice, studiu biosignálů a především studiu biofyzikálních dějů elektromagnetického i částicového záření. Standardní doba studia je čtyři roky. V zásadě lze však říci, že pod hlavičkou tohoto studijního programu končí taková témata, která nelze přiřadit do jiných programů, takže se v rámci jednoho programu vyskytují studenti zabývající se např. návrhem vhodného značkovacího jazyka pro zpracování biosignálů, návrhem databázového systému pro udržování informací o kalibraci diagnostických přístrojů, studiem mechanismů fotodynamické nebo sonodynamické terapie, nanotechnologiemi, analýzou obrazů nebo třeba konstrukcí zcela nových diagnostických nebo terapeutických přístrojů, tedy problémy mnohdy od fyziky přece jen poněkud vzdálenými.

Pod pojem lékařská fyzika (medical physics) navíc bývá v povědomí lékařské veřejnosti obvykle míněn výlučně aplikovaný obor zabývající se uplatněním poznatků jaderné a kvantové fyziky v medicíně, radiologii, radioterapii, nukleární medicínou a radiobiologií. Jako lékařský fyzik je často míněn hlavní odborník na práci se zdroji ionizujícího záření v medicíně, provádějící obvykle i plánování radioterapie a starající se i o jadernou bezpečnost.

Náplň studia fyziky pro potřeby absolventů lékařských fakult, lékařů i dalších zdravotnických pracovníků je však mnohem širší a dobře ji vystihuje stručná soudobá anotace předmětu lékařská a zdravotnická biofyzika od Prof. RNDr. Vojtěcha Mornsteina, CSc. (Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně):

a) Biofyzikální aspekty fyziologických a patofyziologických procesů v lidském těle:

- Bioelektrické jevy.
- Biofyzika kardiovaskulárního a respiračního systému.
- Biofyzikální funkce smyslových receptorů a orgánů.
- Biomechanika.

b) Působení fyzikálních faktorů na člověka:

- Účinky mechanických sil a akustických polí na živé systémy,
- Účinky elektromagnetických polí a ionizujícího i neionizujícího záření.
- Stochastické a deterministické účinky.

c) Fyzikální principy lékařské přístrojové techniky z hlediska jejího bezpečného a efektivního používání:

- Biosignály a jejich zpracování.
- Konvenční rentgenové zobrazovací metody.
- Moderní tomografické metody (CT, MRI).
- Diagnostické metody využívající radionuklidů.
- Metody a přístroje pro léčbu ionizujícím zářením.
- Měření a registrace teploty.
- Optické diagnostické přístroje.
- Elektrodiagnostické metody.

- Ultrazvukové zobrazovací, dopplerovské a kombinované metody.
- Měření a registrace mechanických veličin.
- Metody a přístroje pro fyzikální léčbu.
- Moderní fyzikální metody využívané v chirurgii. Litotripse.
- Přístroje nahrazující funkci orgánů.

Výuka mediků je přitom na českých lékařských fakultách tradičně velmi dobře zabezpečena jak vlastními učebnicemi a skripty, tak i vhodnými publikacemi zahraničních autorů. Jako příklad může posloužit situace na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity v Brně (7, 28, 31, 34, 35, 59, 95, 110, 114, 129):

Prosser V. a kol.: Experimentální metody biofyziky. Academia, Praha 1989.

Skála L.: Kvantová teorie molekul (skripta). Karolinum, Praha 1995.

Hrazdira I. a kol." Biofyzika. Avicenum, Praha 1990.

Hrazdira I., Mornstein V.: Lékařská biofyzika a přístrojová technika.. Neptun, Brno 2004.

Hrazdira I., Mornstein V., Škorpíková J.: Základy biofyziky a zdravotnické techniky. Neptun, Brno, 2006.

Brown B.H. et al. Medical physics and biomedical engineering, Institute of Physics Publishing, London, 1999.

Hobbie, R.K.: Intermediate Physics for Medicine and Biology. Springer, New York 1997.

Kutz, M.: Biomedical Engineering and Design Handbook, McGraw Hill, New York, 2009.

Spurný, V., Šlampa, P.: Moderní radioterapeutické metody. IDV PZ Brno, 1999. ISBN 80-7013-267-1.

Weiss, T.F.: Cellular biophysics I., II., The MIT Press, Cambridge, Massachusetts 1995.

Z didaktického hlediska velmi komplexně pojímá obor lékařské biofyziky rovněž série učebnic autorů soustředěných převážně kolem 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze, Fakulty biomedicínkého inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze a Lékařské fakulty i Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci (32, 33, 47, 75, 76, 104). Tyto učebnice a studijní texty nesou výstižné názvy „Lékařská biofyzika“, „Biofyzika v medicíně“, „Medicínská biofyzika“, „Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínké obory“ apod. Zmíněné učebnice jsou významné mimo jiné tím, že se na jejich odborném zpracování kromě našich předních biofyziků – lékařů Prof. MUDr. Rosiny a Prof. MUDr. Navrátila podíleli i další autoři – specialisté z nově se rozvíjejících oborů, například Prof. RNDr. Hana Kolářová, CSc., přednostka Biofyzikálního ústavu Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, specialista v oboru laserů v medicíně, fotobiologie a radiobiologie, Prof. MUDr. Pavel Kuna, DrSc., specialista v oboru radiobiologie a fotobiologie, Doc. RNDr. et PhMr. Karel Volenec, CSc., specialista v oboru biofyziky, radiobiologie, hypertermie a nových materiálů, využívaných pro výrobu stentů, Doc. RNDr. Roman Kubínek, CSc., specialista v oboru elektromagnetismu, atomárních a molekulových sil a optické i elektronové mikroskopie. Tyto učebnice zásadním způsobem obohacují spektrum soudobé lékařské biofyziky, viz obsah:

- Stavba hmoty, molekulární biofyzika.
- Bioenergetika a tepelná technika v lékařství, hypertermie, termoterapie.
- Biomechanika včetně odpovídajících diagnostických a terapeutických metod.
- Biofyzika elektrických projevů a účinků, diagnostické a terapeutické metody využívající elektrické energie.
- Optika a biofyzika vidění.
- Akustika.
- Rentgen, rentgenoterapie.
- Ionizující záření, radionuklidy, radioterapie.
- Zobrazovací metody.
- Fyzikální vlastnosti nových materiálů.
- Fyzikální děje ve stomatologii.
- Obsahově bohaté supplementum a obsažný praktický index.

V české odborné učebnicové literatuře nechybí ani učebnice biofyziky určené nejen pro budoucí lékaře, ale i pro studenty nelékařských zdravotnických oborů. Zmínit lze například

„Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů“ autorů Rosiny, Kolářové a Staňka (103). Ovšem tato základní učebnice v oboru je určena nejen studentům zdravotnických škol a lékařských a sociálně zdravotních fakult, ale svým obsahem, srozumitelným jazykem a didaktickým i grafickým ztvárněním je vhodná i pro studenty biomedicínských oborů realizovaných na vyšších odborných a vysokých školách technického a přírodovědného zaměření.

Studenti nelékařských a nezdravotnických oborů jsou po jejím prostudování schopni dobře pochopit a znát fyzikální zákonitosti biologických jevů a budou je umět aplikovat v prostředí zdravotnické péče. Určení učebnice (103) odpovídá i její specificky pojatý a přitom velmi bohatý obsah:

- Stavba hmoty, síly v přírodě
- Přeměna energie v organismu
- Sedimentace krve
- Odstředivá síla
- Biofyzikální aspekty letecké dopravy
- Vnější tlak a organismus
- Sterilizace
- Biofyzikální aspekty regulace teploty, využití tepla a chladu
- Vliv vlhkosti vzduchu na organismus
- Hluk a audiometrie
- Fyzikální vyšetřovací metody
- Ultrazvuk
- Biologické membrány, klidový a akční membránový potenciál
- Elektrický proud
- Fyzikální základy dýchání, krevní oběh a krevní tlak
- Optické záření, oko, přístroje a zařízení využívající optické metody
- Biomechanika, deformace pevného tělesa a její význam ve zdravotnictví
- Ionizující záření
- Využití ionizujícího záření v medicíně
- Laser a jeho uplatnění ve zdravotnictví
- Nukleární magnetická rezonance

Kvalitní učebnice lékařské biofyziky (3, 4, 75) vznikají rovněž na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy, kde se touto publikační a pedagogickou činností zabývá přednosta ústavu Prof. MUDr. et RNDr. Jiří Beneš, CSc., (1957) objevitel a průkopník metody využití rázové vlny v medicíně, který se rozhodující měrou podílel na vývoji aplikátoru rázové vlny k fragmentaci konkrementů od předklinických experimentů až po zavedení metody do klinické praxe již od 80. let minulého století. Výzkum rázové vlny dospěl v posledních letech ke sledování její možné a perspektivní aplikace v onkologii.

Učební texty lékařské biofyziky hlavního autora profesora MUDr. et RNDr. Jiřího Beneše určené pro studenty 1. lékařské fakulty UK uceleně představují základní témata z celé oblasti lékařské biofyziky. Přináší informace o stavbě hmoty, molekulární biofyzice, bioenergetice a tepelné technice v lékařství, o biofyzice elektrických projevů a o účincích elektrických metod, o biomechanice, bioakustice, o fyzikálních základech použití optiky v lékařství, o fyzikálních základech použití rentgenového záření v lékařství a o radioaktivitě a ionizujícím záření.

Kromě učebnic a učebních textů uvedených již v předchozím textu může tedy student medicíny, ale i lékař v rámci svého dalšího vzdělávání ve fyzice, využívat řady osvědčených, aktuálních a dostupných titulů:

Rosina J., Vránová J., Kolářová H., Staněk J.: Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 1. vyd.

Rosina J., Kolářová H., Stanek J.: Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Praha: Grada, 1. vyd., 2006.

Hrazdíra I., Mornstein V., Bourek A., Škorpíková J.: Fundamentals of Biophysics and Medical Technology. Brno: MU Brno, 2nd revised edition, 2012.

Kolářová H., Kubínek R.: Fyzika stručně a jasně. Přehled fyziky v příkladech a testových otázkách. Olomouc: Nakl. UP Olomouc, 1. vyd., 2008.

Navrátil L., Rosina J.: Medicínská biofyzika. Praha: Grada, 1. vyd., 2005.

Malý P.: Optika. Praha: Karolinum, 2. vyd., 2013.

Mornstein V.: Overview of Physics: Minimum Knowledge Required for Entrance Test - A Guide to English Physical Terminology / Second Revised Edition. Skriptum. Brno: nakl. MU Brno, 2. vyd., 2010.

Beneš J. et al.: Základy lékařské biofyziky. Praha: nakl. Karolinum, 3. uprav. vyd., 2011.

Beneš J., Stránský P., Víték F.: Základy lékařské biofyziky. Praha: skripta UK Praha, nakl. Karolinum, 2. přeprac. vyd., 2007, ISBN-13: 978-80-246-1386-4.

Navrátil L., Rosina J. et al.. Medicínská biofyzika. 1 (dotisk 2013). Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s., 2013.

Z uvedeného výčtu je patrné, že v českém odborném vysokoškolském učebnicovém písemnictví v současné době existuje dostatečné množství kvalitních, plně obsažných, moderních a didakticky hodnotných publikací, z nichž mohou v rámci svého univerzitního studia čerpat nejen studenti medicíny a dalších zdravotnických oborů, ale které mohou dobře posloužit i při dalším vzdělávání lékařů ve fyzice.

Uvedený výčet učebnic a učebních textů není zdaleka úplný, jedná se jen o výběr hlavních publikací. Kromě všeobecných učebnic lékařské biofyziky existuje i celá řada publikací zaměřených na konkrétní oblasti lékařské biofyziky, například na uplatnění ionizujícího záření, na využití laserů v medicíně, na fyzikální aspekty fyziologie, na fyzikální medicínu apod.

V rámci univerzitního studia medicíny je hned v prvním semestru vyučován předmět lékařská biofyzika. Skládá se z přednášek a praktik z biofyziky, na některých fakultách (např. 3. LF UK Praha) jsou v rámci tohoto předmětu realizována též praktika z informatiky. Předmět je pro většinu studentů prvního ročníku velkým strašákem, nakonec však nepatří k těm nejtěžším. Zápočet je získáván za absolvovanou praktiku z biofyziky a informatiky a za napsaný test z informatiky. Přednášky jsou vázány na bohatou učebnicovou literaturu.

Znalosti jsou vyžadovány, problém je s již výše diskutovaným fyzikálním myšlením studentů. Na samotných přednáškách se obvykle probírají základy, zbytek si student musí

najít v učebnici, poněvadž na více už není při přednáškách čas. Praktika z lékařské biofyziky bývají obvykle čtyři (stav na 3. LF UK Praha). V jejich rámci se praktikuje v oblastech:

- fyziologie emocí,
- ionizující záření,
- elektrokardiografie,
- zvuk plus audiometrie,
- sonografie,
- krevní tlak.

Didakticky důležitou skutečností je, že studenti jsou vždy na začátku praktik prozkoušení. Pokud látku, ve které bude praktikováno, neovládají, bývají nemilosrdně vyloučeni a praktika si musí nahradit jindy.

Z hlediska didaktiky vyučování lékařské biofyziky je pozitivním zjištěním i to, že před každým dalším praktikem jsou vyžadovány písemné protokoly z praktik předchozích. Konkrétní praktika se mírně liší, čímž se mohou studenti jednak prostrídat u přístrojů, jednak se omezí možnost bezmyšlenkovitého opisování protokolů z praktik. Požadavek účasti na praktikách je přísně kontrolován.

Z hlediska fyzikálního vzdělávání v medicíně je však poněkud diskutabilním zařazování praktik z informatiky v rámci výuky lékařské fyziky. Tato praktika zahrnují základy výpočtů v prostředí Excel, vyhledávání vědeckých informací s pomocí počítače a sítě internetu a prvky medicínské statistiky, zvláště induktivní.

Zkouška z lékařské biofyziky má v rámci lékařských fakult svoji tradiční vážnost. Obvykle zahrnuje kontrolu dříve provedených testů a jejich výsledků, kontrolu zápočtu, náhodný výběr zkušebních otázek, samostatnou přípravu i podrobnou ústní zkoušku. Examinátoři lékařské biofyziky jsou zároveň prakticky vždy zkušení biofyzici a mnohdy i lékaři, kteří si velmi dobře uvědomují diskrepanci mezi požadavky na fyzikální znalosti a fyzikální myšlení budoucích lékařů a převážně humanitní orientaci značné části studentů včetně jejich nechuti k předmětům implicitně zahrnujícím matematiku a fyziku. Zkouška vedená těmito examinátoři bývá proto často nejen prověřením znalostí studentů, ale i

poslední didaktickou šancí na doplnění jejich poznatků z fyziky a na podpoření jejich fyzikálního uvažování.

V této souvislosti je známým je často citovaným didakticky originální postup při zkoušce z lékařské biofyziky u Doc. MUDr. Milana Hadravského, CSc., Biofyzikální ústav Lékařské fakulty v Plzni Univerzity Karlovy, který se například studentů během zkoušky s oblibou tázal, zda je možné, aby se opalovali přes okenní sklo. Velká škoda pro naši lékařskou biofyziku, že tento významný lékař, biofyzik, vědec, pedagog a vynálezce již přede dvěma lety zemřel. Dovolte mně na tomto místě malou vzpomínku na tohoto velikána oboru:

Doc. MUDr. Hadravský, CSc., se narodil roku 1939 v Počátkách. Vystudoval medicínu na Lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Plzni, kde byl již od pátého ročníku zaměstnán jako výpomocný a pak jako odborný asistent a docent v Biofyzikálním ústavu. Věnoval se nejprve vývoji mikroskopu s dvojitým řádkováním, později i hyperbarické medicíně a vývoji, konstrukci i medicínskému uplatnění mnoha nových lékařských přístrojů v rámci nových a originálních vyšetřovacích a léčebných postupů, jejichž výčet by stačil na samostatnou velmi rozsáhlou práci. Zemřel uprostřed svého pracovního úsilí v roce 2012.

Blízkým spolupracovníkem a přítelem Doc. Hadravského byl též další věhlasný biofyzik a pedagog Prof. MUDr. Mojmír Petrů, CSc., který spolu s Doc. Hadravským proslul zvláště jako spoluvynálezce konfokálního mikroskopu s dvojitým řádkováním. Tento mikroskop zásadním způsobem přispěl k pokroku vědy a techniky, zvláště právě v medicíně. Svou celoživotní aktivní badatelskou prací se Prof. Petrů zařadil mezi nejvýznamnější české vědce a vynálezce. Své bohaté zkušenosti předával ochotně a nezištně mladším spolupracovníkům, z nichž prvním byl a po mnoho desetiletí zůstával právě Doc. MUDr. Milan Hadravský, CSc.. Prof. Petrů se již od svého raného mládí zajímal o optiku a přístrojovou techniku, proto stál i u zrodu celostátní odborné sekce Jemné mechaniky a optiky při České strojnické společnosti. Prof. Petrů po absolutoriu Lékařské fakulty UK v Praze byl zaměstnán ve Fyziologickém ústavu ČSAV, kde se věnoval elektrofyziologii. V roce 1960 se habilitoval v lékařské fyzice na Lékařské fakultě UK v Plzni. Tématem jeho habilitační práce bylo hledání jiných než elektrických projevů nervového a svalového vzruchu. K tomu využil aparaturu zkonstruovanou ještě v ČSAV v Praze. V té době se také spolupodílel na vydání knihy *Electrophysiological Methods in Biological Research*, která ho proslavila ve světě. V roce

1989 byl zvolen čestným členem Royal Microscopical Society a v roce 1990 byl jmenován řádným profesorem pro obor biofyzika.

Po tomto poučném životopisném exkurzu se však opět vraťme k otázce vzdělávání studentů medicíny ve fyzice. Je nutno přiznat, že při dalším studiu medicíny se již studenti lékařství se systematickou a samostatnou výukou fyziky opravdu nesetkávají. Nepřímo však fyzika našťastí prolíná řadou předmětů, především pak nukleární medicínou, radiologií, radioterapií, radiobiologií a interní medicínou.

3.4 Fyzika v dalším vzdělávání lékařů

Ukončením vysokoškolského studia dnes prakticky nekončí vzdělávání žádného vysokoškoláka. Celoživotní vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví je lékařským zákonem č. 95/2004 Sb. definováno jako „... průběžné obnovování vědomostí, dovedností a způsobilostí odpovídajících získané odbornosti v souladu s rozvojem oboru a nejnovějšími vědeckými poznatky“. Podle zákona o nelékařských zdravotnických povoláních č. 96/2004 Sb. se termínem celoživotního vzdělávání rozumí nejen průběžné obnovování, ale i „... zvyšování, prohlubování a doplňování vědomostí, dovedností a způsobilosti zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků v příslušném oboru v souladu s rozvojem oboru a nejnovějšími vědeckými poznatky“. Celoživotním vzděláváním by měl procházet pravidelně v určitých intervalech každý zdravotnický pracovník během výkonu svého povolání.

V dalším vzdělávání lékařů hraje významnou roli též kreditní systém udělování bodů za účast (aktivní, pasivní) na odborných lékařských akcích (konferencích, školeních, seminářích apod.), kde opět významné pravomoci, ale i kontrolní a organizační úsilí souvisí s odbornými společnostmi ČLS JEP, IPVZ a fakultami, jak lékařskými, tak i zdravotnickými a biomedicínskými a biomedicínsko-inženýrskými.

K dalšímu vzdělávání lékařů zásadním způsobem přispívá i systém zabezpečování stáží, tuzemských, ale zejména zahraničních.

V této souvislosti ovšem nelze opomenout ani tu skutečnost, že naopak vyspělá česká lékařská a medicínsko-výzkumná i univerzitně-pedagogická pracoviště tradičně zabezpečují nejen vysoce kvalifikované stáže, ale i základní výuku v medicíně pro nemalý počet lékařů a studentů medicíny i studentů dalších zdravotnických a biomedicínko-inženýrských oborů ze zahraničí. Pro tyto studenty probíhá výuka a školení nejen v českém, ale i v anglickém a někde i ruském jazyce.

Další vzdělávání lékařů má v Čechách velkou tradici a je kodifikováno několika vzájemně souvisejícími pilíři představovanými:

1. Institutem postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví.
2. Odbornými společnostmi České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně.
3. Fakultami univerzit lékařských, respektive i biomedicínckými a zdravotnickými.
4. Systémem lékařských atestací.

3.4.1 Pedagogická role Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví

Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví (IPVZ), dříve Ústav pro doškolení lékařů (ÚDL) a později Institut pro další vzdělávání lékařů a farmaceutů (ILF), byl zřízen roku 1953 jako organizace podřízená Ministerstvu zdravotnictví. Donedávna bylo další vzdělávání lékařů a zdravotnických pracovníků především doménou tohoto specializovaného lékařsko-pedagogického zařízení. Hlavní a nejrozsáhlejší činností Institutu je i nadále pedagogická činnost, která spočívá jednak v přípravě a vlastní realizaci dalšího vzdělávání různého typu, určení a odbornosti, jednak v účasti na přípravě a v organizaci atestačních zkoušek lékařů, zubních lékařů, farmaceutů a jiných odborných pracovníků s vysokoškolským vzděláním. Z pověření Ministerstva zdravotnictví ČR je institut rovněž místem aprobačních zkoušek cizinců. Kromě atestací probíhá v Institutu celá řada nových ucelených vzdělávacích programů, které jsou zakončeny ověřováním znalostí (př. psychoterapie, soudní psychiatrie a psychologie, manuální medicína).

Pedagogická činnost je založena zejména na vzdělávacích akcích: kurzech, stážích, workshopech, seminářích apod. v rámci specializačního, ale i kontinuálního celoživotního

vzdělávání. Každoročně Institut organizuje cca 2 000 vzdělávacích akcí pro téměř 24 000 lékařů, zubních lékařů, farmaceutů a ostatních pracovníků ve zdravotnictví.

Institut se podílí také na činnosti koncepční, metodické, vědecko-výzkumné a konzultační, úzce spolupracuje s Ministerstvem zdravotnictví ČR, lékařskými fakultami, NCO NZO (Národního centra ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů) v Brně a dalšími vzdělávacími institucemi v oblasti zdravotnictví. Ve své činnosti pedagogické a vědecké Institut úzce spolupracuje rovněž s odbornými společnostmi (Česká lékařská společnost J. E. Purkyně a jiné), profesními organizacemi (Česká lékařská komora, Česká lékárnická komora, Česká stomatologická komora a jiné), s odbornými a profesními organizacemi v zahraničí a především s fakultami.

Institut má 85 pedagogických pracovišť (29 kateder, 54 subkateder a 2 kabinety), z nichž 3 jsou umístěna mimo Prahu. Výukovými bázemi pedagogických pracovišť jsou především kliniky LF a FN a další zdravotnická zařízení v Praze, Brně a Olomouci. Více než polovina kateder a subkateder rozšířila svá další výuková pracoviště, a to jak v Praze, tak i prakticky ve všech regionálních zdravotnických zařízeních.

Pracovníci Institutu se snaží připravovat nejen odborně i didakticky vysoce kvalitní vzdělávací akce, ale vytvářet i příjemné a motivující prostředí, v němž probíhá výuka. K dispozici je 10 moderně vybavených učeben v budově hotelu ILF a dalších 7 učeben v budově ředitelství na Ruské ulici v Praze, umožňujících standardně nejmodernější použití multimediální didaktické techniky a metod efektivní výuky (včetně fantómové učebny). Dvě počítačové učebny s multimediálním vybavením slouží nejen pro interaktivní výuku práce s počítačem, ale stále častěji pro hodnocení uchazečů o atestaci prostřednictvím testů s nabídnutými odpověďmi, včetně písemné části aprobačních zkoušek cizinců.

Kredity pro celoživotní vzdělávání určené lékařům přiznává Institut za účast v kurzech v rámci udělené akreditace Českou lékařskou komorou. Stejně je to i pro kurzy určené farmaceutům, kteří získávají kredity přidělené Českou lékárnickou komorou. Kreditní systém pro celoživotní vzdělávání nelékařských profesí je upraven vyhláškou č. 321/2008 Sb. (dříve vyhláška č. 423/2004 Sb.). Podle potřeby je přidělení příslušných kreditů potvrzováno příslušnou profesní organizací, která vzdělávací akce registruje.

Mnohé z řídicích funkcí Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví však v poslední době v souladu s evropskou legislativou, která takto specializované ústavy řízené nejvyšším orgánem státní správy nezná, přebírají lékařské fakulty příslušných univerzit.

S činností Institutu postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, respektive s rolí lékařských fakult souvisí i systém lékařských akreditací, kterému se budeme v dalším textu práce věnovat podrobněji (subkapitola 2.3.4).

3.4.2 Výchovná a výuková role České lékařské společnosti

Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně vyniká následujícím posláním (<http://www.cls.cz/cls-jep>):

- ČLS JEP dbá o rozvoj a rozšiřování vědecky podložených poznatků lékařských věd a příbuzných oborů, usiluje o jejich využívání v péči o zdraví občanů.
- ČLS JEP se podílí na zvyšování úrovně odborných znalostí svých členů v oblasti lékařských věd a příbuzných oborů a na šíření zdravotnické osvěty mezi občany.
- ČLS JEP podporuje vědeckovýzkumnou činnost v oblasti zdravotnictví, napomáhá ve vytváření podmínek pro seznamování odborné i laické veřejnosti s jejími výsledky a zasazuje se o jejich uplatňování v praxi.
- ČLS JEP se všestranně podílí na řešení otázek týkajících se řízení, organizace i vlastní realizace diagnostických postupů, léčebné a preventivní péče a činností souvisejících.
- ČLS JEP vytváří podmínky pro výměnu informací a rozvoj všech forem spolupráce mezi svými členy i organizacemi a institucemi odborného zaměření v České republice i v zahraničí.
- ČLS JEP všestranně podporuje činnost odborných společností, spolků lékařů a dalších sdružení pracovníků ve zdravotnictví a příbuzných oborech.

- ČLS JEP dbá na dodržování etických zásad při výkonu zdravotnického povolání.
- ČLS JEP dbá na užívání pouze takových diagnostických, preventivních a léčebných způsobů, jejichž povaha a účinek jsou podloženy v současnosti uznávanými vědeckými důkazy.

Základními organizačními složkami ČLS JEP jsou odborné společnosti, vytvářené na profesním (oborovém) základě a spolky lékařů, vytvářené na územním principu. ČLS JEP zahrnuje více než sto odborných společností. Organizační složky ČLS JEP se mohou dále vnitřně členit nebo vytvářet nižší organizační jednotky (např. sekce). Organizační složky ČLS JEP nejsou samostatnými právními subjekty, ovšem ve své odborné a pedagogické činnosti jsou autonomní a nesou za tuto činnost plnou odpovědnost.

Problematika fyziky v medicíně není ovšem soustředěna jen v některé jediné konkrétní odborné společnosti, ale prolíná prací celé řady těchto odborných společností, dokonce bychom mohli s určitou nadsázkou říci, že ve smyslu fyzikálního myšlení a uplatňování základních fyzikálních poznatků a světónázorových souvislostí proniká prací všech oborů medicíny. Konkrétně je ovšem nutno poukázat na fyzikálně vyhraněné následující odborné společnosti:

3.4.2.1 Česká společnost lékařské fyziky

Tato odborná společnost ČLS JEP byla založena poměrně nedávno, roku 2010. K jejímu založení jakožto samostatné odborné společnosti ČLS JEP vedlo především to, že objevy posledních desetiletí zcela nepochybně akcentují fyziku v medicíně. Postačuje poznamenat virtuální CT zobrazení, 3D a 4D sonografii, v nukleární medicíně zavedení PET/CT, bouřlivý rozvoj fyzikální přístrojové léčby apod. U mnoha aplikací techniky již není lékař pasivním prvkem, ale právě volbou fyzikálních parametrů se na tvorbě výsledků diagnózy či terapie přímo podílí (volba opakovacích časů u MR, ozařovací plány dovedené až k dokonalosti Leksselova gamanože). Technika například změnila endoskopii z původně diagnostické na převážně terapeutickou metodu.

Obor lékařské fyziky byl původně koncipován jako vybrané kapitoly z fyziky pro mediky, teprve ve druhé polovině dvacátého století se transformoval ve svébytnou disciplínu, která uhájila svou existenci na všech lékařských fakultách. Syntéza biofyziky a lékařské fyziky byl pozvolný proces. Nástup radiodiagnostiky a elektrodiagnostiky, studium a využití ionizujícího záření v terapii, pochopení bioelektrických jevů, impozantní nástup tomografických zobrazovacích metod, neustálá pozornost věnovaná rizikům spojeným s fyzikálními diagnostickými i terapeutickými metodami na straně jedné a invaze poznatků molekulární biofyziky na straně druhé – to jsou kořeny dnešní lékařské biofyziky. Moderní medicína se neobejde bez přístrojů založených na fyzikálních principech, bez jejich pochopení a bez spojení s výpočetní technikou.

Při konzultacích i setkáních biofyziků bylo často poukazováno na vhodnost spojení relativně různorodé obce fyziků v lékařství a na nutnost vytvoření organizace, která by pro zdravotnickou veřejnost jasně artikulovala fyzikální a technické požadavky a myšlenky. Společnost má za stěžejní úkol zajistit lepší komunikaci s děkany lékařských fakult pro stabilizaci struktury výuky biofyziky. Není cílem zvyšovat počet lékařských společností, které mají klinicky často podobný obsah či jedna je podmnožinou druhé. Společnost sdružující profesionální zájemce o fyziku a techniku v preklinické teorii i klinice, která je současně otevřená lékařům, fyzikům i technikům, zde však dosud zcela chyběla.

Předsedou České společnosti lékařské fyziky ČLS JEP je Prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc., čelní představitel české lékařské biofyziky, emeritní přednosta Biofyzikálního ústavu LF Mendlovy univerzity v Brně a autor jedné z našich prvních systematických a obsažných učebnic lékařské biofyziky z počátku 80. let minulého století (32). Místopředsedy jsou Prof. MUDr. et RNDr. Jiří Beneš, CSc., přednosta Ústavu biofyziky 1.LF Univerzity Karlovy v Praze a Prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., děkan Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Funkci vědeckého sekretáře zastává Prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc., přednosta Biofyzikálního ústavu LF Mendlovy univerzity v Brně.

Česká společnost lékařské fyziky ČLS JEP se aktivně podílí na realizaci projektu CZ 1.07/2.4.00/17.0058 „Prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky na lékařských fakultách v ČR“, garantovaného Lékařskou fakultou UP v Olomouci.

Společnost založila též specializované sekce (edukační, doktorandskou, zobrazovacích metod, laboratorních metod, informačních technologií, mechanických vlastností tkání).

3.4.2.2 Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky

Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky (SBMILI) je rovněž součástí České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně (ČSL JEP). Sdružuje lékaře, biomedicínské inženýry, lékařské informatiky a další odborníky příbuzných oborů. Cílem Společnosti je poskytovat platformu pro společné aktivity členů Společnosti, informovat o aktuálním dění v oboru, podporovat organizačně a finančně pořádání kongresů. Společnost dále působí jako aktivní účastník legislativních jednání na úrovni ministerstev ve prospěch svých členů a institucí působících ve výuce a výzkumu v oblasti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky. Společnost je také oficiálním partnerem mezinárodních vědeckých společností a zprostředkovává kontakt za hranice České republiky a aktivně se účastní vytváření mezinárodních struktur v oboru. Důležitou aktivitou Společnosti je publikační činnost.

SBMILI je tudíž další společností ČLS JEP, která úzce souvisí s fyzikálními aspekty medicíny a dalším vzděláváním lékařů ve fyzice. SBMILI byla založena v roce 1978. Založení společnosti iniciovali MUDr. Jaroslav Formánek, CSc., Doc. MUDr. Josef Dvořák, CSc., Ing. Jaromír Cmíral, DrSc., MUDr. Milan Vrána, CSc., Prof. Ing. Vratislav Vrána, CSc.

Již v letech 1978-1982 byla odborná aktivita společnosti organizována v rámci 13 odborných komisí:

- pro biotelemetrii, snímací a záznamovou techniku,
- pro analýzu biosignálu,
- pro analýzu obrazové informace,
- pro laboratorní techniku a informatiku,
- pro automatizaci biologických procesů,
- pro automatizované informační systémy,
- pro matematické metody lékařské informatiky,

- pro simulaci systémů v biologii a medicíně,
- pro biomechaniku a funkční náhrady,
- pro využití ultrazvuku v lékařství,
- pro biologické účinky neionizujícího záření,
- pro biofyziku,
- pro kryotechniku ve zdravotnictví.

V letech 1982-1986 se počet odborných komisí snížil na 11 sloučením komisí pro automatizaci biologických procesů, pro automatizované informační systémy a pro matematické metody lékařské informatiky do komise pro lékařskou informatiku.

V letech 1986-1990 se Společnost reorganizovala a odborné komise se přetransformovaly. Vznikly tak komise:

- pro biologické signály a obrazy,
- pro lékařskou a zdravotnickou informatiku,
- pro simulaci systémů v biologii, lékařství a zdravotnictví,
- pro diagnostickou přístrojovou techniku,
- pro terapeutickou přístrojovou techniku a metodiku,
- pro automatizaci laboratoří,
- pro biomechaniku a funkční náhrady,
- pro biofyziku.

V r. 1990 byla změněna koncepce organizačního uspořádání společnosti. Byly zrušeny odborné komise a odborná činnost se soustředila do dvou sekcí :

- sekce klinického inženýrství,
- sekce lékařské informatiky.

Důležité je, že v roce 1999 k těmto sekcím přibyla sekce biofyziky.

V r. 2003 pokračovala reorganizace organizačního uspořádání společnosti a byla zrušena sekce klinického inženýrství. Tato oblast byla nadále řízena přímo výborem společnosti. V r. 2006 byla ustavena další sekce a sice sekce telemedicíny. V r. 2010 byla sekce lékařské informatiky přejmenována na sekci biomedicínké informatiky

V současné době má SBMILI tyto následující samostatné sekce:

- sekce biomedicínské informatiky,
- sekce biofyziky,
- sekce telemedicíny a e-zdravotnictví.

Společnost se po celou dobu svého trvání zaměřovala na následující oblasti :

- oblast odborné vzdělávací činnosti,
- oblast legislativy,
- oblast mezinárodních vazeb,
- oblast odborného tisku.

V oblasti odborné vzdělávací činnosti každý rok Společnost pořádá nebo spolupřádá celou řadu odborných akcí domácích i mezinárodních (pracovní dny, semináře, vědecké sjezdy, konference). Společnost uspořádala rovněž řadu přednášek předních zahraničních odborníků v oblasti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky.

Společnost se aktivně zapojila do speciální přípravy vysokoškolských pracovníků-nelékařů v rámci ILF, kde uspořádala celou řadu tematických kursů. Výbor společnosti se aktivně účastní přípravy nové legislativy pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. V oblasti legislativní se výbor společnosti aktivně zapojil do přípravy Zákona o podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činnosti souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů (zákon o nelékařských zdravotnických povoláních), do přípravy prováděcích vyhlášek a návrhů souvisejících nařízení vlády ČR a do návrhů novel těchto legislativních dokumentů.

Zástupci výboru Společnosti jsou účastníky přípravných prací komise IFMBE pro vzdělávání v oblasti biomedicínského inženýrství. Společnost udržuje úzké kontakty se sesterskými společnostmi celé řady států.

Výbor Společnosti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky má následující pracovní skupiny a komise:

- pro legislativu v oblasti biomedicínského inženýrství (zpracování podkladových materiálů k návrhům zákonů, prováděcím vyhláškám a souvisejícím nařízením vlády ČR),
- pro akreditace studijních oborů a vzdělávacích programů (vypracování stanovisek Společnosti na žádosti škol o souhlas Ministerstva zdravotnictví na akreditace magisterských studijních oborů biomedicínské inženýrství a bakalářských studijních oborů biomedicínské techniky jako oborů zdravotnických, vypracování stanovisek Společnosti na návrhy vzdělávacích programů specializační přípravy v klinickém inženýrství, vypracování stanovisek Společnosti ke vzdělávacím programům akreditovaných kvalifikačních kursů v oblasti biomedicínského inženýrství a biomedicínské techniky),
- pro navrhování cen za nejlepší publikaci v oblasti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky,
- pro přidělování kreditů odborným akcím.

Odborná sekce „Biomedicínská informatika“ rozvíjí systematicky kontakty s vědeckými společnostmi zaměřenými na biomedicínskou informatiku ve všech jejích částech (bioinformatiku, lékařskou informatiku a zdravotnickou informatiku). Udrží úzké kontakty zejména s pracovními skupinami IMIA a EFMI. Sekce biomedicínské informatiky posiluje postavení odborníků biomedicínské informatiky ve zdravotnictví a vytváří podmínky pro rozvoj elektronizace zdravotnictví (eZdraví / eHealth) v souladu s ekonomickými a environmentálními podmínkami v širším smyslu (e3Zdraví / e3Health) . Sekce Biomedicínské informatiky úzce spolupracuje s časopisem společnosti „Lékař a technika“ a s oficiálním časopisem EFMI s názvem „European Journal for Biomedical Informatics“ pro zprostředkování kontaktů a šíření poznatků o výuce a výzkumu za hranice České republiky.

Součástí sekce biomedicínské informatiky je rovněž problematika telemedicíny a elektronického zdravotnictví (tzv. e-Health), jakž i vzdělávání v této oblasti.

Oblast odborného a vzdělávacího tisku Společnosti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky je zajišťována odborným časopisem Lékař a technika (viz následující podkapitola 2.3.2.3).

3.4.2.3 Odborná i didaktická úloha časopisu Lékař a technika

Časopis Lékař a technika je nejstarším odborným pravidelně vycházejícím časopisem zaměřeným na nové poznatky výzkumu, vývoje, výroby a použití techniky a aplikací fyziky ve zdravotnictví. Od roku 1970 přináší vědecké a recenzované příspěvky českých a zahraničních autorů, kteří prezentují aktuální a nově dosažené poznatky v oblasti lékařské techniky a fyziky. Posláním časopisu je tyto poznatky prezentovat zejména lékařům a technickým nelékařským pracovníkům pracujícím v lékařských zařízeních, studentům zdravotnických oborů a dalším pracovníkům ve zdravotnictví. Odborné texty jsou recenzovány předními odborníky pro danou tematiku a doplněny originálními dokumentačními fotografiemi. Pro mladé začínající biomedicínské techniky a inženýry a studenty je mimo jiné určena sekce metody v biomedicínském inženýrství, ve které se čtenář seznámí s konkrétními technikami a metodami používanými v biomedicínském inženýrství. Periodikum je uvedeno v mezinárodních indexech SCOPUS, EMBASE/Excerpta Medica (Elsevier), IndexCopernicus a Bibliographia Medica Cechoslovaca. Od roku 2008 je časopis Lékař a technika vydáván ve spolupráci Společnosti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky České lékařské společnosti J. Ev. Purkyně (SBMILI ČLS JEP) a Českého vysokého učení technického v Praze, Fakulty biomedicínského inženýrství (ČVUT FBMI).

3.4.2.4 Česká fyziologická společnosti

Fyzikální problematika prolíná též činností České fyziologické společnosti ČLS JEP, jejímž cílem je zvýšit úroveň české fyziologie a usměrňovat její vývoj. Svými odbornými komisemi se podílí na pregraduální i postgraduální výchově v oblasti fyziologie. Česká fyziologická společnost byla založena v roce 1950 jako sekce Čs. lékařské společnosti J. E. Purkyně.

Hlavní domácí akcí jsou od roku 1957 Fyziologické dny (FD), pořádané zpočátku dvakrát, nyní jednou ročně. Postupně se vytvořila tradice zahájení FD - Purkyňova přednáška, pedagogická přednáška (od roku 1998 nazývaná Procházkova) a vědecká aktualita. Uznáním činnosti ČFS bylo pověřeno organizovat v Praze mezinárodní vědecké sjezdy - Société de Physiologie.

Společnost s edukačním záměrem vydává rovněž odborný recenzovaný časopis Česká a slovenská fyziologie. Předsedou společnosti je Prof. MUDr. Jaroslav Pokorný, DrSc., přednosta Fyziologického ústavu 1. LF UK v Praze. V rámci vedení České fyziologické společnosti i v její roli při dalším vzdělávání lékařů hraje významnou úlohu i Fyziologický ústav Akademie věd České republiky, vědeckým sekretářem společnosti je Doc. MUDr. Jakub Otáhal, Ph.D., čelný představitel Fyziologického ústavu AV ČR.

3.4.2.5 Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky

Historicky zřejmě největší sepjetí s fyzikou má bezpochyby rentgenologie a její následné pokračování v oboru radioterapie a radiobiologie. Odbornou společností ČLS JEP zastřešující tuto oblast je Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky. Sdružuje odborníky v medicínských oborech radiační onkologie, radiologické fyziky a radiobiologie.

Radiační onkologie (dříve radioterapie) je samostatným základním medicínským oborem, který se zabývá komplexní nechirurgickou léčbou zhoubných nádorů (ZN). Radiační onkologie vychází z vědeckých poznatků nádorové biologie, radiobiologie, radiologické fyziky a klinické farmakologie. Předmětem oboru je komplexní nechirurgická léčba ZN, tj. léčebná aplikace ionizujícího záření (radioterapie) a aplikace protinádorových léků (chemoterapie, hormonální terapie a biologická terapie). Vedle terapie ZN patří do oboru epidemiologie, prevence a screening ZN, nádorová genetika, diagnostika, dispenzarizace, symptomatická léčba, posudková činnost a výzkum; rovněž tak i pedagogická a vzdělávací činnost. Radiační onkologie zahrnuje rovněž aplikaci neionizujícího záření u ZN a aplikaci ionizujícího a neionizujícího záření u vybraných nenádorových onemocnění.

Cílem oboru je zajistit na vysoké odborné úrovni a ve spolupráci s ostatními medicínskými obory, zejména s oborem klinické onkologie, léčbu nádorových a vybraných nenádorových onemocnění. Léčebná aplikace ionizujícího záření probíhá dle radiologických standardů pracovišť, které jsou v souladu s národními radiologickými standardy. Předsedou společnosti je Prof. MUDr. Jiří Petera, Ph.D. z Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně.

Vzdělávání lékařů v oboru radiační onkologie, dříve radioterapie, je tradičně věnována mimořádná pozornost a fyzikální poznatky i fyzikální myšlení zde hraje velkou roli. Cílem specializačního vzdělávání v oboru radiační onkologie (dříve radioterapie) je získání specializované způsobilosti osvojením potřebných teoretických znalostí a praktických dovedností v oblasti prevence, diagnostiky, terapie a podpůrné léčby u nemocných s nádorovým onemocněním se zaměřením na léčbu ionizujícím a neionizujícím zářením a jeho kombinaci se systémovou léčbou. Radiační onkologie je samostatný obor klinické medicíny, který se zabývá diagnostikou a terapií zhoubných nádorů se zaměřením na teorii a praxi léčebné aplikace ionizujícího záření. Obor je rovněž zaměřen na sekundární, terciární a kvartérní prevenci. Vychází z vědeckých poznatků biomedicínských věd, radiobiologie, radiofyziky a radiační techniky, které aplikuje u řady chorobných stavů, především však u zhoubných nádorů.

Ovšem ionizujícím i neionizujícím zářením se zabývá nejen Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky, nýbrž i minimálně další dvě společnosti ČLS JEP: Společnost pro radiobiologii a krizové plánování a Česká radiologická společnost.

3.4.2.6 Společnost pro radiobiologii a krizové plánování

Společnost pro radiobiologii a krizové plánování se zaměřuje především na obor radiobiologie, vědy o účincích ionizujícího i neionizujícího záření na živé systémy. Rozdělujeme ji na modelovou, experimentální a klinickou.

Modelová radiobiologie vyžaduje kromě odpovídajícího technického zázemí značnou dávku fyzikální představivosti a koncepčních vizí u těch, kteří se jí věnují. Cílem experimentální radiobiologie je pochopení dějů, které se rozvíjejí po absorpci energie záření na všech úrovních, počínaje molekulární a konče úrovni celého živého organismu. K tomuto záměru je soustředěno úsilí navrhnout optimální dozimetrické postupy, zásady profylaxe, analýzy klinických projevů poškození a léčby nejrozličnějších radiačních poškození, jak stochastických, tak i deterministických. Získané poznatky využívá klinická radiobiologie, která má uplatnění v řadě medicínských oborů, zejména v radioterapii, radiační ochraně, RTG diagnostice, nukleární medicíně, genetice, stomatologii a výrazně též v medicíně katastrof.

Bez znalosti radiobiologie je rovněž obtížné zajistit bezpečný chod řady nemedicínských oborů, především v oblasti jaderné energetiky, defektoskopie, zemědělství, farmacie, při práci Integrovaného záchranného systému. Radiobiologické poznatky jsou nenahraditelné v boji s terorismem a mimořádně důležité v případě jaderného válečného konfliktu.

Zatímco v uplynulých dekáдах byl zájem radiobiologie směřován především ke studiu ovlivnění účinků subletálních dávek ionizujícího záření, v posledních letech můžeme pozorovat obecný nárůst zájmu o účinky nízkých dávek ionizujícího záření a také o účinky nejrozličnějších forem neionizujícího záření na lidský organizmus, včetně účinků záření stimulačních i operačních laserů a biologických efektů elektromagnetických polí.

Hlavním úkolem oboru je, stejně jako u ostatních, výzkumná a edukační činnost. Oproti řadě ostatních oborů zde však výrazně přibývá i složka krizového řízení.

Za nejzávažnější radiobiologická témata lze považovat následující:

A. Biodozimetrie

Tato oblast je významná z hlediska potřeb jaderné energetiky, radiační ochrany, ekologie a krizového řízení. V České republice jsou pracoviště, kde je možné změřit míru kontaminace radionuklidy, neexistuje však laboratoř, kde lze změřit absorbovanou dávku ze zevního ozáření. Z hlediska ochrany zdraví při práci se zářením je pro odhad rizika vzniku zhoubných onemocnění rovněž důležitá pravděpodobnost interakce genetických lokusů odpovědných za vznik specifických translokací. Tato pravděpodobnost souvisí se strukturou jádra a jeho změnami v průběhu ozařování. Jedním z důležitých úkolů je proto určit četnost vzniku aberací mezi různými dvojicemi chromozomů v závislosti na dávce a typu záření. Cílem je vyjasnění mechanismů působení záření na molekulární úrovni. Výsledkem práce by měl být kvalifikovaný odhad rizika vzniku leukémie, případně dalších zhoubných onemocnění po ozáření.

B. Radiační terorismus

Terorismus je dnes světově ostře sledovaný problém a radiobiologie musí věnovat značnou pozornost prevenci, monitorování a řešení radiační havárie v případě zneužití jaderných zdrojů. Reálnou možností je použití klasické výbušniny v kombinaci se silně radioaktivní látkou (tzv. "dirty bomb"), kdy připravenost může znamenat záchranu mnoha

lidských životů. Jedná se o komplexní téma od rychlé diagnostiky nastupujícího radiačního poškození, způsob ochrany ohroženého obyvatelstva, metodické řešení bezprostředního ohrožení a následné kroky v léčbě postiženého organismu, koordinaci s ostatními složkami Integrovaného záchranného systému podílejících se na likvidaci důsledků havárie až po řešení minimalizace pozdních následků.

C. Studium stochastických účinků ionizujícího záření po ozáření organismu nízkými dávkami

Výsledky některých studií popisujících stochastické účinky nízkých dávek záření prokázaly vyšší radiační biologickou účinnost nízkých dávek oproti dosud platnému lineárně kvadratickému modelu (tzv. oblast hypersensitivity). Příčina tohoto jevu není dosud zcela odhalena, a není zde ani názorová jednotnost, existují však domněnky, že nitrobuněčná a mezibuněčná komunikace v oblasti nízkých dávek záření je faktorem potencujícím radiační poškození. Na druhé straně organismus disponuje řadou mechanismů, které dokáží v oblasti malých dávek reparovat radiační poškození, např. fosforylace ATM dinasy, po které následuje indukce reparačních, čili tzv. "checkpoint" proteinů. Tento mechanismus nastává i při velmi nízkých dávkách. Nové výsledky v této oblasti budou hrát významnou roli při stanovování přípustných limitů efektivních dávek a také mohou ovlivnit dolní hranici pro dispenzarizaci interně či externě ozářených osob.

D. Léčba akutní nemoci z ozáření a radiační dermatitidy

Letální syndromy akutní nemoci z ozáření, tj. dřeňový, gastrointestinální a neurovaskulární syndrom, jsou spolu s dozimetrií tématy spjatými s radiačními událostmi a nehodami, tudíž jde o témata preferovaná z pohledu krizového managementu. Výsledky studií vhodných terapeutických ovlivnění budou mít vliv na samotné hodnoty letální dávky u ozářených, nehledě na významné využití v civilním sektoru. Letální komplikací dřeňového syndromu při dnešním stavu poznání pak zůstávají mimo jiné post radiační plicní poškození (radiační pneumonitida a radiační fibróza plic). Rovněž rozvoj radiační dermatitidy je vedle rozvoje akutní nemoci z ozáření nejrychleji se manifestující klinickou jednotkou zneschopňující ozářené osoby. Ačkoliv existují léčebné postupy ovlivňující radiační dermatitidu například překrytí defektu pomocí štěpu, mechanismus rozvoje radiační dermatitidy skýtá příležitost, jak významně oddálit či snížit frekvenci výskytu této nemoci u ozářených. Další kapitolou tohoto úseku je studium interakce radioterapie s jinými formami léčby (zejména farmakoterapií) i s odlišnými biologickými podmínkami;

E. Studium účinků neionizujícího záření na lidský organismus

Lze v současné době rozdělit do dvou skupin:

- Studium vlivu časově proměnného magnetického (elektromagnetického) pole.
- Studium mechanismu účinku optického záření v živé tkáni, a to zejména laseru.

Problematiku elektromagnetického pole je nezbytné zaměřit především k přesnému určení hranice, kdy jeho působení má již negativní účinek, a zejména hrozí nezvratné změny v organismu. Vyřešení těchto otázek vyžaduje studium zejména na subcelulární úrovni a posouzení pozdních následků působení elektromagnetického pole, případně ovlivnění reparačních schopností. Získané poznatky by bylo možné využít jak v medicíně (kontraindikace pro magnetickou rezonanci, vysvětlení příznivého efektu pulzní magnetoterapie, distanční elektroléčby, vysokoindukční magnetické stimulace, nízkoenergetické nukleární magnetoresonance) tak v komerční oblasti (především používání mobilních telefonů a vysílaček). Důležitým cílem zde zůstává nalezení reprodukovatelných a dostatečně významných fyzikálních a biologických efektů, které by umožnily studium mechanismů.

Problematiku laseru je nutné rozdělit do dvou skupin. Zcela jasný je mechanismus účinků laseru v chirurgických indikacích, chybí však řada informací o mechanismu účinků laserů používaných ve fyzikální terapii, zejména o přenosu energie. Rovněž tak i objektivní posouzení možných negativních účinků laseru na tkáň. V obou případech se jedná o aktuální problematiku, kdy mechanismy účinků je třeba verifikovat i s ohledem na dnes mnohdy nekriticky přijímané empirické poznatky v klinické praxi. Určení a praktické využití specifických ukazatelů pro jednotlivé formy neionizujícího záření má význam i pro biodozimetrii.

Moderní radiobiologie tedy není jen studium ionizujícího záření, ale i studiem neionizujícího záření a to zejména působení laseru a elektromagnetického pole na živý organismus. Zejména výsledky v oblasti klinického využití laseru mají odezvu i v zahraničí a řadu originálních výsledků získaly i skupiny věnující se z experimentálního hlediska fotodynamické terapii (v Olomouci pod vedením Prof. RNDr. Hany Kolářové, CSc., v Praze Prof. RNDr. Pavly Poučkové, CSc., a pod vedením Prof. MUDr. Leoše Navrátila, CSc.).

Radiobiologická společnost od svého vzniku deklarovala svůj zájem o neionizující záření. Již od poloviny osmdesátých let byla rozvíjena neinvazivní laserová technika. Byl sestrojen experimentální přístroj k užití v terapii. Koncem 80. let byl zkonstruován první terapeutický laser na bázi HeNe zdroje (ESKOS, ing. Slíva), užívaný v dermatologii a v laserové akupunktuře. Pionýrské práce publikovali ve své době prof. MUDr. Jiří Hubáček, DrSc., přednosta katedry a kliniky ORL na LF UP v Olomouci a MUDr. L. Lidická, která však brzy tragicky zahynula. V devadesátých letech došlo k velkému rozvoji využití neinvazivní laseroterapie.

V rámci IPVZ v Praze zajišťuje Společnost pro radiobiologii a krizové plánování kvalifikační kurzy pro lékaře všech oborů, především praktických lékařů, které pak v hojném počtu přijímá do svých řad. Velmi významné jsou i aktivity Společnosti na poli mezinárodním.

V současné době v České republice působí 4 radiobiologická pracoviště. Dvě mají bohatou a výrazně ceněnou historii: katedra radiobiologie na Fakultě vojenského zdravotnictví Univerzity obrany v Hradci Králové (do 31. 8. 2004 Vojenská lékařská akademie Jana Evangelisty Purkyně) a Biofyzikální ústav Akademie věd ČR v Brně. Tato pracoviště je možné považovat především za pracoviště experimentální. Dalšími centry je Katedra lékařských a humanitních oborů Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze a Katedry radiologie a toxikologie Zdravotně sociální fakulty Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích.

Na FBMI ČVUT se podařilo vytvořit kolektiv spojující klinické radiobiology, jaderné fyziky, biofyziky a radioterapeuty. Navíc toto pedagogické pracoviště úzce spolupracuje jak se Státním ústavem jaderné, chemické a biologické ochrany v.v.i., tak se Státním ústavem jaderné bezpečnosti, Státním ústavem radiační ochrany v.v.i. i Ústavem jaderného výzkumu Řež a.s..

Katedra lékařských a humanitních oborů Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze se profiluje zejména jako klinická, snažící se rozvíjet aktivity jednak do oblasti krizového řízení, jednak ve smyslu spolupráce s radioterapeutickými pracovišti a ochrany obyvatelstva před negativními účinky ionizujícího záření.

Českobudějovické pracoviště je orientováno především na laboratorní diagnostiku, problematiku environmentální a etické aspekty spojené s ionizujícím zářením. Obě centra vynikají i významnými pedagogickými aktivitami.

Rozvoj oboru je přirozeně úzce spojený s kvalifikovanou přípravou nových odborníků, která je v souladu s Boloňskou úmluvou. Znamená to, zajistit studium na úrovni bakalářské, magisterské a kvalitní přípravu doktorandů, kteří by pak rozvíjeli koncepci oboru i jednotlivá témata v rámci příslušných výzkumných směrů. Při posuzování kvality práce je nutné používat měřítka navržená při akreditacích oboru a standardní kritéria obvyklá při hodnocení vědecké práce všude ve světě. Takový systém netrpící nedostatkem finančního krytí ze strany grantových agentur a institucionálních zdrojů je jediným možným systémem vedoucím k dalšímu rozvoji oboru. Důležité je rovněž zařazení radiobiologie mezi priority do Národního programu výzkumu, což by se dalo očekávat s ohledem na přítomnost jaderných elektráren na našem území.

Výhodou oboru radiobiologie je vysoká erudovanost mnoha stávajících radiobiologů (obor není závislý na výsledcích několika málo jedinců), bezproblémové akreditace jednotlivých studijních oborů a v neposlední řadě recentní, moderní a aktuálně doplňovaná výuka určená pro pregraduální i postgraduální studenty.

V oblasti kooperace s medicínskými obory je dominantní spolupráce s radiační onkologií. Cílem je, v souladu se záměry obou oborů, zřízení míst klinických radiobiologů na větších radioterapeutických odděleních, kteří by garantovali rychlý přenos informací z experimentální i teoretické radiobiologie na klinická pracoviště a naopak iniciovali studium nejasných mechanismů pozorovaných empiricky nebo v experimentu.

V oblasti spolupráce s jinými obory je nezbytná úzká spolupráce se všemi složkami Integrovaného záchranného systému, vypracování jednotných metodických pokynů v civilní složce a trpělivá a komplexní edukační činnost V oblasti radiační ochrany je významná spolupráce s oběma jadernými elektrárnami, tj. zejména na poli ochrany pracovníků i obyvatelstva před vlastními zdroji i před radiačním terorizmem. V oblasti armádní je to potom problematika zbraní CBRN (chemical, biological, radiological, nuclear).

3.4.2.7 Česká radiologická společnost

Česká radiologická společnost České lékařské společnosti J.Ev.Purkyně byla založena již v roce 1924 v pražském sanatoriu v Podolí pod jménem: Československá společnost pro röntgenologii a radiologii. Iniciátorem vzniku byl plzeňský rentgenolog MUDr. Antonín Čipera. Zakladatelem však musela být osobnost s vysokou autoritou a tou byl profesor chirurgie a radiologie MUDr. Rudolf Jedlička. Podle stanov byla Společnost koncipována jako organizace vědecká, odborně vzdělávací a stavovská. Osou života Společnosti byla až do roku 1948 neúspěšná snaha o uznání radiologie jako samostatného oboru, jak tomu bylo v okolním světě. Pražské akademické prostředí s tím nesouhlasilo. Navíc narůstaly vnitřní rozpory mezi radiodiagnostikou a radioterapeuty.

Prvé dva roky vedl Společnost Prof. MUDr. Rudolf Jedlička - zakladatel samostatné české rentgenologie, radiologie a fyzikálně zaměřené léčebné rehabilitace. Prosazoval diagnostiku a léčbu pomocí Roentgenových paprsků při léčbě nádorů. Již několik měsíců po slavném Roentgenově objevu byl prvním lékařem v Čechách, který využil paprsky v diagnostice před chirurgickým zákrokem. Je proslulý i využitím nových operačních technik (např. pankreagastrostomie a resekce žaludku). V roce 1913 založil v Praze ústav pro tělesně postižené děti, který byl na jeho počest nazván Jedličkův ústav. Zemřel v roce 1926 na následky rentgenového záření.

V dalších letech po smrti Prof. MUDr. Jedličky vedli Společnost významní pražští klinické profesori A. Ostrčil (gynekolog), K. Hynek (internista), J. Diviš (chirurg) a B. Prusík (internista). Jejich zájem o radiologii však byl jen dílčí, vztahoval se jen k jejich oborům. Neměli zájem o osamostatnění oboru s vlastní katedrou, rigorózem a postgraduálním studiem. Obor se rozvíjel jako vyšetřovací metoda při chirurgii, dermatologii, interně, gynekologii a později neurologii. Nejen předsednictví, ale i místopředsednická místa obsazovali nerentgenologové. Dlouholetá snaha o vydávání samostatného radiologického časopisu se zdařila až v polovině roku 1938, kdy vyšla Acta radiologica et cancerologica bohemoslovenica. Časopis byl násilně zastaven před vydáním třetího čísla 3. ročníku v roce 1940. Po válce bylo vydávání časopisu obnoveno.

Společnost až do konce války koncepčně neřídila vzdělávání v oboru radiodiagnostiky ani radioterapie. Postavily se proti tomu profesorské sbory jak v Praze, tak i v Brně a Bratislavě. Zdařilo se však budování tzv. "centrálních rentgenů" při velkých nemocnicích. Tyto centrální rentgeny nepodléhaly tak výlučně chirurgickým primariátům, což lépe umožňovalo rozvoj samostatného oboru rentgenologie a radiologie. Tato emancipace oboru byla úspěšnější na Moravě (Brno, Ostrava). Centrální rentgeny se tak staly jakousi přirozenou základnou zárodků specializace v oboru, takže v roce 1945 navrhla Fakultní rada předpis o úpravě předběžného vzdělání lékařů před specializací a tím byl překonán zásadní odpor na akademické půdě.

Vzdělávání radiologů na vědeckých schůzích Společnosti bylo sice rozsáhlé, v některých obdobích velmi živé, ale bylo centralizováno výhradně do Prahy. V prvních letech měla Společnost mnohostranné styky s A. Béclerem, G. Holzknechtem, M. Haudekem, G. Forssellem, P. Mendělejevovou a dalšími rentgenology a radiology ve světě. Po Jedličkově smrti se mezinárodní kontakty zaměřily na bezvýchodné slavistické hnutí v českém lékařství, především na styky s Jihoslovany a Poláky. Mnohem čilejší styky se zahraničím měli němečtí rentgenologové v Čechách prostřednictvím své „Vereinigung“. To vedlo k trvalému napětí mezi oběma společnostmi.

Léta 1948 až 1954 jsou vyplněna dosti nepřehledným politickým bojem o vedení Společnosti. Pozoruhodným aktem v emancipaci oboru byla pracovní konference v květnu 1956 ve Špindlerově Mlýně, ze které vzešla rezoluce pro ministerstvo zdravotnictví. Obsahovala ucelenou koncepci oboru rentgenologie a radiologie se všemi náležitostmi. Je to dodnes pozoruhodný dokument. V roce 1953, po zřízení Ústavu pro doškolování lékařů, se na něm podařilo Společnosti vybudovat samostatnou katedru rentgenologie. Pregraduální i postgraduální výchova garantovaná od roku 1968 dvoustupňovou atestací představuje završení úsilí o specializační výchovu.

Česká radiologická společnost aktivně vyvíjí odbornou i pedagogickou činnost se všemi náležitostmi integrujícími nezbytné hluboké fyzikální poznatky, o čemž svědčí úroveň vzdělávacích akcí i vydávaného mezinárodně uznávaného odborného časopisu.

Nyní se dostáváme k další, z hlediska zaměření předložené práce zásadně významné, odborné společnosti ČLS JEP, která do své odborné a pedagogické náplně integruje fyziku a

vzdělávání lékařů ve fyzice. Touto společností je Společnost pro rehabilitační a fyzikální medicínu.

3.4.2.8 Společnost pro rehabilitační a fyzikální medicínu

Rehabilitační a fyzikální lékařství (RFM, RFL) je základním samostatným vědním lékařským oborem, který garantuje, koordinuje a zajišťuje rehabilitaci v medicíně, a to jak cestou manuální, tak i cestou aplikace fyzikálních podnětů, nativních i arteficiálních. Rehabilitační a fyzikální medicína používá a rozvíjí diagnostické a terapeutické postupy zaměřené na restituci funkčních schopností jedince, a to jak fyzických tak psychických.

Léčebná rehabilitace je komplex medicínských preventivních, diagnostických a terapeutických opatření směřujících k obnovení maximální funkční zdatnosti jedince postiženého na zdraví. Prvky léčebné rehabilitace jsou nedílnou součástí všech etap a forem zdravotní péče – podílí se tedy na konečném efektu práce ostatních medicínských oborů.

Obor rehabilitační a fyzikální medicíny výrazně přispívá ke snížení celkových nákladů na léčbu pacienta a návratem pacientů do produktivní sféry i k podstatnému snížení zátěže sociálního systému státu. Léčebná rehabilitace je realizována týmovou prací lékařů, fyzioterapeutů, psychologů, biofyziků, ergoterapeutů a dalších odborníků na podkladě úzké mezioborové spolupráce. V rámci základního cíle obnovy funkce je v první řadě kladen důraz na zabránění vzniku nebo na zpomalení rozvoje odstranitelných poškození. V rámci systému ucelené rehabilitace léčebná rehabilitace vytváří předpoklady k rychlejšímu obnovení či zachování pracovní schopnosti u jedinců v produktivním věku. U jedinců a osob s těžkým zdravotním postižením je cílem zachování soběstačnosti a samostatnosti postiženého jedince a tím vytvoření předpokladu pro maximální možnou úroveň kvality života. Restituce (obnovy) funkce se dosahuje zejména:

- diagnostikou, terapií a prevencí všech sekundárních změn, které provázejí základní onemocnění,
- výcvikem kompenzačních mechanismů v rámci postiženého orgánu (systému), aby funkční ztráta byla co nejmenší,

- výcvikem substitučních mechanismů nepostižených orgánů (systémů), aby funkční ztráta byla co nejmenší ,
- vybavením potřebnými prostředky zdravotnické techniky, nácvikem jejich používání
- působením specifickými prostředky proti bolesti,
- obnovou tělesné zdatnosti na úroveň, potřebnou pro optimální kvalitu života tj. znovu zařazení do všech původních společenských aktivit.

Z celé palety léčebně-rehabilitačních postupů má významné místo fyzikální medicína:

Fyzikální medicína (někdy označovaná jako fyziatrie) studuje a využívá fyzikálních podnětů k prevenci, k diagnostice i k terapii. Využívá těchto fyzikálních prostředků s cílem dosáhnout co nejlepšího funkčního stavu jedince. Jako fyzikální podněty jsou využívány přírodní i umělé zdroje všech druhů energie: mechanické, tepelné, chemické, elektrické, světelné, akustické a jejich kombinace, jakož i terapie pohybová.

Fyzioterapie (v užším slova smyslu) je terapeutickým postupem využívajícím různých forem energií (včetně pohybové) k léčebnému ovlivnění patologických stavů. Zabývá se zejména pohybovým systémem (ovšem nejen jím – úzce souvisí i se systémem cévním, nervovým a systémy dalšími), uplatňuje fyzikální analýzu pomocí specifických diagnostických postupů a využívá možností fyzikální cestou příznivě ovlivnit i poruchy dalších orgánových systémů.

Ergoterapie je terapeutický postup, který využívá specifické diagnostické a léčebné metody, postupy, event. činnosti při léčbě jedinců každého věku, s různým typem postižení, kteří jsou trvale nebo dočasně fyzicky, psychicky, smyslově nebo mentálně postiženi. Cílem ergoterapie je dosažení maximální soběstačnosti a nezávislosti klientů v domácím, pracovním a sociálním prostředí.

Balneologie (medicína přírodních léčivých zdrojů) se zabývá využitím fyzikálních i chemických přírodních léčivých zdrojů a jejich účinky na lidský organismus. Při terapii využívá klimatické podmínky, tradiční léčebné postupy vázané k danému místu, režimová a dietní opatření k prevenci, léčbě, a léčebné rehabilitaci všech stavů vyžadujících následnou zdravotní péči. Lázeňská péče je poskytována v odborných lázeňských léčebných ústavech.

Myoskeletální medicína se zabývá diagnostikou a terapií funkčních poruch hybného systému, ke kterým dochází buď samostatně nebo v souvislosti se strukturálním onemocněním. Zajišťuje diferenciální diagnostiku všech onemocnění, u kterých jsou přítomny projevy poruchy a postižení na hybném systému.

Vzdělávání pracovníků v oboru je založeno na třech pilířích:

A. Systém kvalifikačního vzdělávání

Lékaři rehabilitačního a fyzikálního lékařství (obor RFL) uskutečňují základní atestace v oboru Rehabilitační a fyzikální lékařství po pětileté předchozí přípravě. Myoskeletální medicína a balneologie jsou nyní součástí základního oboru RFL. Dříve se obor nazýval „Fyzikální léčba, balneologie a rehabilitace“. Je možná i habilitace v oboru, stejně tak postgraduální doktorské studium (Ph.D).

Fyzioterapeuti a ergoterapeuti absolvují 3 roky bakalářského studia, poté je možno pokračovat 2 roky ve studiu magisterském. Minimální požadavek na fyzioterapeuty dle nových směrnic EU je 4 roky vysokoškolského studia. Dále v oboru RFL jako zdravotničtí pracovníci přímo působí rehabilitační pracovníci (vzdělání SŠ), jakož i fyzioterapeuti a ergoterapeuti - absolventi VOŠ.

B. Systém celoživotního vzdělávání

U lékařů je zaveden bodovací kreditní systém dle České lékařské komory. K jeho naplnění přispívají především odborné vzdělávací akce pořádané odbornou společností RFL, akce dalších odborných společností, společností pro myoskeletální medicínu, IPVZ, ČLK, speciální firemní a fakultní akce apod.

Obdoba bodovacího systému pro lékaře platí i pro ostatní zdravotnické pracovníky. Pro středoškolské pracovníky je určeno pomaturitní specializační studium se závěrečnými atestacemi a rovněž různé specializační kurzy.

C. Kvalifikační předpoklady pro vedoucí funkce

Přednostové klinik, primáři regionálních pracovišť, krajští odborníci a další vedoucí pracovníci oboru RFM musí splňovat požadavky desetileté praxe v oboru a dle možnosti i požadavek habilitace v oboru. Na ostatních pracovištích je požadována atestace v oboru.

Lékař oboru RFM je specialista zejména na obnovu funkcí ztracených úrazem, nemocí, stárnutím či degenerativními změnami nebo funkčními poruchami s cílem dosažení optima kvality života daného člověka. V nutných případech pomáhá ve spolupráci s protetikem a ergoterapeutem vybrat nejvhodnější technickou zdravotnickou pomůcku. Lékař oboru RFM hodnotí zdravotní stav a individuální schopnosti pacienta komplexně. Pracuje nejen jako specialista na léčení a prevenci poruch v pohybovém aparátu, které tvoří téměř 80% všech ošetření, ale věnuje pozornost všem poruchám funkcí omezujících kvalitu života. Provádí tedy i rehabilitaci kardiovaskulárního systému, dýchacího systému a léčbu poruch funkcí ostatních vnitřních orgánů. V rámci oboru k tomu indikuje léčbu v odborných léčebných ústavech nebo lázeňskou léčbu.

Lékař oboru RFM využívá k léčbě bolestí široké spektrum léčebných postupů - od postupů myoskeletální medicíny přes fyzikální léčbu (termoterapii, elektroléčbu, ultrazvuk, vodoléčbu...) až k reflexoterapii.

Lékař oboru RFM pracuje buď samostatně v ambulantním provozu nebo ve zdravotnickém zařízení a to jak na lůžkách včasné péče (nemocnice, akutní stavy) tak v oblasti následné péče, zpravidla vede tým lékařů a dalších zdravotnických pracovníků, v indikovaných případech spolupracuje s dalšími lékaři specialisty, s klinickým psychologem, s klinickým logopedem, speciálním pedagogem a dalšími pracovníky. Podílí se na vytváření celospolečenských programů zaměřených na komplexní prevenci poruch pohybového aparátu, jejich včasnou diagnostiku a racionální terapii na podkladě nových poznatků z této problematiky a na vypracování doporučených léčebných postupů u hlavních invalidizujících diagnóz na podkladě ověřených výsledků jednotlivých typů léčby získaných v rámci programu Evidence Based Medicine.

Současným předsedou Společnosti pro rehabilitační a fyzikální medicínu je as. MUDr. Jan Vacek, Ph.D., přednosta Klinika rehabilitačního lékařství Fakultní nemocnice Královské

Vinohrady v Praze s úzkou návazností na 3. Lékařskou fakultu Univerzity Karlovy v Praze. Ve Společnosti pro rehabilitaci a fyzikální medicínu působí řada předních specialistů tohoto oboru, například Doc. MUDr. Jiří Votava, CSc., Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK Praha – Albertov, prim. MUDr. Jiří Hnátek, Lázně Luhačovice, vědecký sekretář společnosti as. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D., Rehabilitační klinika FN Hradec Králové, Doc. MUDr. Vladimír Kříž, CSc., MUDr. Václav Volejník, CSc., ředitel Hamzovy odborné léčebny v Lužích – Košumberku, plk. prim. MUDr. Miroslav Kubíček, Vojenský rehabilitační ústav Slapy nad Vltavou, Prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D., Rehabilitační klinika 2. LF UK FN Motol, Doc. MUDr. Vlasta Tošnerová, CSc., Rehabilitační klinika FN Hradec Králové, Doc. MUDr. Dobroslava Jandová, CSc., dr.h.c., Fakultní nemocnice Královské Vinohrady a další.

Vědecko-výzkumná činnost probíhá na všech vysokých školách, které připravují fyzioterapeuty a ergoterapeuty, na klinikách rehabilitačního lékařství. Výzkum je zaměřen na aplikaci nových diagnostických a terapeutických metod a na objektivizaci výsledků léčebné rehabilitace, na prokázání validity a reliability diagnostických metod myoskeletální medicíny.

Napojení na mezinárodní aktivity představuje řádné členství v mezinárodních společnostech. Členové výboru odborné společnosti aktivně pracují ve výborech a řídicích orgánech mezinárodních odborných společností - ISMH, I-SPA, ISPRM, RI, EFRR, IASP, FIMM (International Federation of Manual/ Musculoskeletal Medicine). Přední odborníci oboru mají odpovídající světové renomé.

3.4.2.9 Výuka lékařů oboru fyzikální medicíny ve Slovenské republice

Historickým vývojem i vzájemnou těsnou provázaností je s uplatněním fyziky ve fyzikální medicíně v rámci oboru rehabilitační a fyzikální medicíny nejtěsněji spjata situace v tomto oboru ve Slovenské republice. Další vzdělávání lékařů v tomto oboru patří do kompetence Slovenské zdravotníckej univerzity v Bratislave, která zahrnuje čtyři fakulty:

- Lekárska fakulta.
- Fakulta ošetrovatel'stva a zdravotníckych odborných štúdií.

- Fakulta verejného zdravotníctva.
- Fakulta zdravotníctva so sídlom v Banskej Bystrici.

Vzděláváním v oboru rehabilitační a fyzikální medicíny se zabývá Katedra fyziatrie, balneologie a léčebnej rehabilitácie. Přednostou kliniky je Prof. MUDr. Anton Gúth, CSc. Mezi přednášející patří přední slovenští i čeští specialisté v oboru, například Prof. MUDr. Miloš Matej, PhD., lázně Bojnice, MUDr. E. Lorenz , předseda Slovenské spoločnosti pro fyziatrii, balneologii a léčebnou rehabilitaci Slovenské lékařské společnosti, Prof. Dr. Ing. Viktor Lechta, CSc., Technická univerzita Trnava, Doc. PhDr. Michal Leško, CSc., Bratislava, Prof. MUDr. Myrón Malý, PhD., Bratislava, Prof. MUDr. Juraj Čelko, CSc., lázně Trenčanské Teplice, MUDr. Ján Hrdý, CSc, Bojnice, Praha, Doc. Ing. Jaroslav Průcha, Ph.D., Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT Praha a mnozí další. Za povšimnutí stojí interdisciplinární tým pedagogů, spojující lékaře, fyzioterapeuty, fyziky i techniky.

Vzhledem k velké tradici balneologie na Slovensku má katedra několik pracovišť i mimo Bratislavu, například v lázních Bojnice, Piešťany a Trenčianske Teplice.

3.4.2.10 Fyzika v dalších odborných společnostech ČLS JEP

Jako další odborné společnosti ČLS JEP, jejichž práce se úzce dotýká fyziky v medicíně i dalšího vzdělávání lékařů v této oblasti přírodních věd lze jmenovat společnosti zaměřené na:

- neurofyzilogii (zde hraje velkou roli elektřina, elektromagnetické pole, fyzikální chemie apod.),
- oftalmologii (optika, laserové technologie, ultrazvuk),
- neurologii a neuromodulace (léčba bolesti přímým působením farmak nebo elektrického proudu na nervové dráhy a nervová centra),
- myoskeletární medicínu (biomechanika),
- medicínu využívající diagnostických možností ultrazvuku,
- medicínu hyperbarickou a leteckou,
- angiologii (proudění tekutin, kapilární perfuze a její ovlivnění fyzikálními podněty),
- flebologii (návrat krve venózním řečištěm, laserové a radiofrekvenční metody operací žil, vliv gravitace, komprese, hyperbarického prostředí),

- komplikace diabetu,
- ortopedii,
- traumatologii apod.

3.4.3 Koordinace vzdělávání lékařů ve fyzice

Uvedené skutečnosti poukazují na značný význam fyziky v medicíně i na význam fyziky v systému dalšího vzdělávání lékařů. Zároveň se však projevuje značná roztržitost souvisejících aktivit, která vyžaduje určité koordinační úsilí. Otázkám prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky na lékařských fakultách v České republice se systematicky věnuje projekt CZ.1.07/2.4.00/17.0058 s názvem „Prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky na lékařských fakultách v ČR“. Cílem projektu je podpora spolupráce mezi lékařskými fakultami a fakultami biomedicínského inženýrství v České republice. Podpora vzdělávacích a školicích aktivit je realizována ústavy lékařské biofyziky prostřednictvím stáží a odborných praxí. Každý rok jsou pořádány třídní konference „Dny lékařské biofyziky“ s mezinárodní účastí, kdy cílovou skupinu tvoří pedagogičtí a výzkumní pracovníci vysokých škol, postgraduální studenti a odborníci vývojové, aplikační a výzkumné sféry. Účastníci jsou seznamováni s novinkami v oboru formou přednášek, posterů a demonstrací špičkové lékařské techniky. Jsou publikována abstrakta a informační materiály na webových stránkách. Publikace článků v odborném časopise Lékař a technika je realizována Fakultou biomedicínského inženýrství ČVUT. Odborná úroveň všech aktivit je garantována Českou společností lékařské fyziky při České lékařské společnosti J.Ev. Purkyně.

Spolupráce rozšiřuje odborné znalosti a dovednosti účastníků odborných stáží a konferencí o oblast moderních vyšetřovacích i laboratorních metod a aplikací nových technologií v medicíně.

Hlavním řešitelem projektu je Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, Prof. RNDr. Hana Kolářová, CSc., přednostka Ústavu lékařské biofyziky, proděkanka LF UP. Partnery projektu jsou:

- Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta UK v Plzni,
vedoucí řešitelského týmu za LF UK v Plzni Doc. MUDr. Milan Štengl, Ph.D.
- Lékařská fakulta UK v Hradci Králové,
vedoucí řešitelského týmu za LF HK Doc. Ing. Josef Hanuš, CSc., přednosta Ústavu
lékařské biofyziky, proděkan LF HK UK.
- Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze se sídlem v Kladně,
vedoucí řešitelského týmu Prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., děkan fakulty.
- Masarykova Univerzita, Lékařská fakulta, Biofyzikální ústav,
vedoucí řešitelského týmu Prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc., přednosta BfÚ LF
MU.

Klíčové aktivity projektu jsou představovány:

1. Podpora vzdělávacích a školicích aktivit – pedagogicko didaktická klíčová aktivita

Podpora vzdělávacích a školicích aktivit vedoucích ke zvýšení vzájemné spolupráce mezi jednotlivými vzdělávacími institucemi je realizována především ústavy lékařské biofyziky na LF ČR prostřednictvím stáží. Během řešení projektu bylo realizováno již téměř 30 týdenních stáží akademických pracovníků a postgraduálních studentů na vybraných pracovištích partnerských lékařských fakult a na fakultě biomedicínského inženýrství:

- V Ústavu lékařské biofyziky LF UP v Olomouci probíhají stáže v laboratořích výuky lékařské biofyziky a v laboratoři mikroskopických metod, na pracovišti biometrie a v laboratoři pro výzkum a využití ultrazvuku v medicíně.
- Biofyzikální ústav Lékařské fakulty v Plzni připravuje a realizuje stáže a odborné praxe s aplikacemi hyperbarické komory, endoskopie, termovize a nových výukových metod pro výuku zubního lékařství.

- Ústav lékařské biofyziky v Hradci Králové se podílí na přípravě a realizaci stáží pro pracovníky partnerů na pracovišti měření mechanických vlastností nových materiálů využívaných v medicíně.
- Na pracovištích FBMI probíhají odborné stáže a praxe na experimentálním pracovišti s umělým pacientem a na nanotechnologickém pracovišti.
- Biofyzikální ústav LF MU v Brně bude připravuje a realizuje stáže s tématy: metodika výuky v oblasti ultrazvukové diagnostiky a termovize, metodika výuky v oblasti biomedicínské laboratorní techniky, metodika výuky v oblasti „Evidence based medicine a „data mining“, metodika výuky nelékařských profesí.

2. Příprava a realizace konference s mezinárodní účastí Dny lékařské biofyziky

Každý rok je pořádána třídní konference „Dny lékařské biofyziky“ s mezinárodní účastí, kdy cílovou skupinu budou tvořit pedagogičtí a výzkumní pracovníci vysokých škol, postgraduální studenti a odborníci ze spolupracujících firem, aplikační a výzkumné sféry v celkovém počtu přibližně 150 mimopražských a několika desítek pražských účastníků. Na přípravě konference a odborném programu se podílejí všechna partnerská pracoviště a především ústavy lékařské biofyziky. Účastníci konference jsou seznamováni s novinkami v oboru prostřednictvím prezentací, přednášek, posterů a demonstrací špičkové lékařské přístrojové techniky. Spolupráce podporuje efekt využití stávajícího náročného technického vybavení jednotlivých pracovišť a rozšiřuje odborné dovednosti účastníků konferencí a odborných stáží o oblast moderních vyšetřovacích i laboratorních metod a aplikací nových fyzikálních technologií v medicíně.

3. Příprava a vydávání odborného časopisu Lékař a technika

Průběžně probíhá příprava a ediční činnost odborného časopisu Lékař a technika, kde jsou publikovány původní odborné články akademických a vědeckých pracovníků, účastníků stáží a především konferencí s mezinárodní účastí „Dny lékařské biofyziky“. Všechny příspěvky jsou recenzovány. Časopis bude vydáván 4x ročně. Časopis realizuje Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT Praha se sídlem v Kladně.

4. Spolupráce s Českou společností lékařské fyziky

Odborná úroveň všech klíčových aktivit projektu je garantována spoluprací s Českou společností lékařské fyziky při České lékařské společnosti J.Ev. Purkyně, kde výbor společnosti tvoří přední odborníci z oborů lékařské biofyziky, lékařské přístrojové techniky a jsou i členy projektového týmu. Společnost vznikla v roce 2010. Předsednictvo společnosti a vedoucí odborných sekcí ve složení prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc. (předseda), prof. MUDr. RNDr. Jiří Beneš, CSc., Doc. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc., MUDr. Lenka Forýtková, CSc., Doc. RNDr. Hana Kolářová CSc., prof. MUDr. Pravoslav Stránský, CSc., Doc. Ing. Josef Hanuš, CSc, doc. RNDr. Evžen Amler, CSc., Ing. Ladislav Doležal, CSc., prof. RNDr. Ing. Stanislav Ďoubal, CSc., MUDr. Bolek Lukáš, Ph.D., prof. Ing. Jan Hálek, CSc. Hlavní formou činnosti společnosti je práce v odborných sekcích edukační, doktorandská, zobrazovacích metod, laboratorních metod, informačních technologií a mechanických vlastností tkání. Průběžně je zajišťována i spolupráce s aplikační sférou např. zapojení firem Olympus, Veeco a dalších do vzdělávacích aktivit.

3.4.4 Postavení fyzikální medicíny v systému vzdělávací a výchovné role lékařských atestací

V dosavadním textu předložené práce byla v souvislosti s dalším vzděláváním lékařů již vícekrát zmíněna problematika lékařských atestací. Lékařské atestace jsou tradiční a nedílnou součástí dalšího vzdělávání absolventů lékařských fakult a bez splnění požadavků na atestaci nemůže být provozována lékařská praxe. Tato skutečnost je běžně zafixována i ve všeobecném společenském povědomí. Málokdo však ví, že vývoj posledních desetiletí byl v této oblasti vzdělávání dosti dynamický. Koncem 60. let minulého století byl standardně zaveden dvoustupňový atestační systém. Na tuto novodobou tradici lékařských atestací navazovaly v 70. a 80. letech atestace podle vyhlášky č.72/1971 Sb. a vyhlášky č. 77/1981 Sb. Tyto vyhlášky vycházely z toho, že studium na lékařských fakultách bylo profilováno do oborů všeobecné lékařství, dětské lékařství, hygiena a stomatologie a zařazení lékaře do předatestační přípravy tak bylo ovlivněno jeho studijním oborem:

- Absolventi studijního oboru všeobecného lékařství měli způsobilost k výkonu povolání i v oborech dětské lékařství, hygiena, epidemiologie a mikrobiologie, po doplnění znalostí pak i v oboru stomatologie.
- Absolventi studijního oboru hygiena měli způsobilost k výkonu povolání v zásadě pouze v oborech hygiena, epidemiologie a mikrobiologie, v případě potřeby však mohli požádat o zařazení i do oboru všeobecné lékařství. Ve výjimečných případech mohl absolvent požádat i o zařazení do jiného oboru, obvykle bylo umožněno zařazení do oborů méně vyhledávaných, jako např. radiodiagnostika.
- Absolventi studijního oboru dětské lékařství měli způsobilost především v péči o děti. Podle situace jim však mohla být umožněna i práce v jiném oboru.
- Absolventi studijního oboru stomatologie měli způsobilost pouze k péči o chrup, dutinu ústní a orgány s ní související.

Atestace se od roku 1968 dělily na atestace I. a II. stupně. Atestace I. stupně byla pro všechny lékaře povinná. Příprava trvala tři roky, pouze v případě urologie čtyři roky, později byla délka předatestační praxe snížena na dva a půl roku. Po atestaci I. stupně bylo možné získat i atestaci II. stupně v témže oboru, délka přípravy na atestaci II. stupně trvala tři až pět let. Vyhláška č. 72/1971 určovala následující obory I. a II. atestací:

- anesteziologie a resuscitace,
- dermatovenerologie,
- gynekologie a porodnictví,
- hygiena a epidemiologie (pouze I. atestace),
- chirurgie,
- interní lékařství,
- klinická biochemie,
- lékařské mikrobiologie,
- neurologie,
- oftalmologie,
- ortopedie,
- otorinolaryngologie,

- patologická anatomie,
- pediatrie,
- psychiatrie,
- radiodiagnostika,
- radioterapie,
- stomatologie,
- urologie,
- všeobecné lékařství (zavádí až vyhláška č. 77/1981 Sb.).

Po získání atestace I. stupně mohl lékař získat nástavbovou specializaci II. atestace v některých dílčích oborech, například I. atestace z oboru interní lékařství umožňovala získat II. atestaci v jednom ze zvolených oborů:

- přenosné nemoci,
- kardiologie,
- revmatologie,
- dorostové lékařství,
- tělovýchovné lékařství,
- endokrinologie,
- gastroenterologie,
- poruchy látkové přeměny a výživy,
- hematologie a transfúzní služba,
- tuberkulóza a respirační nemoci,
- hygiena práce a nemoci z povolání,
- fyziatrie, balneologie a léčebná rehabilitace,
- alergologie,
- lékařská genetika,
- nukleární medicína,
- diabetologie (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.),
- klinická onkologie (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.),
- nukleární medicína (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.),
- posudkové lékařství (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.),
- revmatologie (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.),
- sociální lékařství a organizace zdravotnictví (zavedla vyhláška č. 77/1981 Sb.).

II. atestace v oboru fyziatrie, balneologie a léčebná rehabilitace mohla ovšem navazovat i na I. atestaci v prvoatestačních oborech pediatrie, gynekologie, chirurgie, ortopedie, neurologie a psychiatrie.

Po získání atestace I. stupně v prakticky libovolném oboru mohl podle vyhlášky č.72/1971 Sb. lékař usilovat o získání další specializace v oborech:

- organizace a řízení zdravotnictví,
- posudkového lékařství.

Vyhláška č. 77/1981 Sb. tento stav upravila a tyto dvě nástavbové atestace byly přiřazeny pouze některým oborům. Vyhláška č. 77/1981 Sb. umožňovala lékařům, kteří získali atestaci I. stupně, získat atestaci v některých zvláště úzce specializovaných oborech, například v biomedicíně kybernetice, kde se často řešily i ryze fyzikální problémy.

Vyhláška č.72/1971 Sb. neobsahovala speciální atestační obor pro praktické lékaře. Podmínkou pro výkon povolání obvodního lékaře (dnešní všeobecný praktický lékař) bylo získání atestace I. stupně v oborech vnitřní lékařství nebo chirurgie. Vlastní atestační obor „všeobecné lékařství“ zavedla až vyhláška č. 77/1981 Sb.

Tento zavedený systém lékařských atestací byl zásadně pozměněn podle Věstníku Ministerstva zdravotnictví z roku 2005. Atestace jsou jednostupňové, tj. po absolvování příslušného specializačního oboru a po složení zkoušky je lékař plně kvalifikován. Některé atestace jsou však "navazující", tj. lékař musí být atestován v jiném (základním) oboru, aby se mohl přihlásit do oboru navazujícího. Tato návaznost je někdy oficiální (např. uchazeč o zařazení do oboru intenzivní medicína musí mít atestaci z oboru anesteziologie a resuscitace, vnitřní lékařství, kardiologie, chirurgie nebo neurologie), jindy jde o neoficiální postoj odborných společností. Podle názoru mnohých odborníků byl zaveden příliš velký počet základních oborů. Bylo požadováno, aby došlo k redukci základních oborů a ke klasifikaci některých oborů jako obory nástavbové.

V následujícím přehledu jsou uvedeny základní atestace. Z hlediska role fyziky při dalším vzdělávání lékařů je důležité, že kromě tradičních atestací implicitně zahrnujících fyziku (nukleární medicína, radiační onkologie, radiologie a zobrazovací metody) se mezi

základními atestacemi již objevuje též „Rehabilitace a fyzikální medicína“. V závorce za každým oborem je uveden minimální počet let, které trvá specializační program.

- alergologie a klinická imunologie (5),
- anesteziologie a resuscitace (ARO) (5),
- angiologie (5),
- audiologie a foniatrie (8) - navazuje na atestaci z ORL,
- cévní chirurgie (6),
- dermatovenerologie (5),
- dětská a dorostová psychiatrie (5),
- dětská dermatovenerologie (6),
- dětská gastroenterologie a hepatologie (6),
- dětská gynekologie (6),
- dětská chirurgie (6),
- dětská kardiologie (6),
- dětská nefrologie (6),
- dětská neurologie (6),
- dětská onkologie a hematoonkologie (6),
- dětská otorinolaryngologie (7),
- dětská pneumologie (6),
- dětská radiologie (5),
- dětská revmatologie (6),
- dětská urologie (8),
- dětské lékařství (5),
- diabetologie (5),
- dorostové lékařství (6),
- endokrinologie (5),
- epidemiologie (5),
- gastroenterologie (5),
- geriatrie (5),
- gerontopsychiatrie (6),
- gynekologie a porodnictví (5),
- hematologie a transfuzní lékařství (5),
- hrudní chirurgie (5),

- hygiena a epidemiologie (4),
- hygiena dětí a dorostu (4),
- hygiena obecná a komunální (4),
- hygiena výživy (4),
- hyperbarická medicína a oxygenoterapie (6),
- chirurgie (5),
- infekční lékařství (5),
- intenzivní medicína (7),
- intervenční radiologie (5),
- kardiochirurgie (7),
- kardiologie (6),
- klinická biochemie (5,5),
- klinická farmakologie (5),
- klinická onkologie (5),
- korektivní dermatologie (6),
- lékařská genetika (4),
- lékařská mikrobiologie (5),
- maxilofaciální chirurgie (5),
- návykové nemoci (adiktologie) (5),
- nefrologie (6),
- neonatologie (6),
- neurochirurgie (7),
- neurologie (5),
- neuroradiologie (5),
- nukleární medicína (5),
- oftalmologie (5),
- otorinolaryngologie (ORL) (6),
- ortopedie (5),
- paliativní medicína a léčba bolesti (6),
- patologická anatomie (5),
- plastická chirurgie (6),
- popáleninová medicína (5),
- posudkové lékařství (6),
- pracovní lékařství (4),

- praktické lékařství pro děti a dorost (5),
- praktické lékařství pro dospělé (5),
- psychiatrie (5),
- radiační onkologie (6),
- radiologie a zobrazovací metody (5),
- rehabilitační a fyzikální medicína (5),
- reprodukční medicína (6),
- revmatologie (5),
- rodinné lékařství (6),
- sexuologie (6),
- soudní lékařství (5),
- tělovýchovné lékařství (5,5),
- tuberkulóza a respirační nemoci (5),
- úrazová chirurgie (traumatologie) (6),
- urgentní medicína (4),
- urologie (6),
- veřejné zdravotnictví (5).

Ovšem ani tím vývoj v požadavcích na atestační vzdělávání lékařů nekončí. Od 1. 1. 2011 vstupuje v platnost vyhláška č. 185/2009 Sb., podle níž se lze vzdělávat ve 41 základních oborech s minimální délkou přípravy 3 až 5 let.

Vyhláška zavádí nový pojem „společný kmen“. Společný kmen trvá dva roky. Obvykle je koncipován tak, že po dobu 6 měsíců prochází lékař základními obory (chirurgie, pediatrie, gynekologie, vnitřní lékařství) a během zbylých 18. měsíců se pracuje na oddělení odpovídající základnímu oboru příslušného kmene. Po absolvování kmene by měl mít lékař některé základní kompetence příslušného oboru. V roce 2011 došlo k významnému rozšíření počtu základních kmenů na celkových 16. V současné době společnými kmeny jsou:

- anesteziologický kmen,
- gynekologicko-porodnický kmen,
- hygienický kmen,
- chirurgický kmen,
- interní kmen,

- kmen všeobecné praktické lékařství,
- patologický kmen,
- pediatrický kmen,
- psychiatrický kmen,
- radiologický kmen,
- urologický kmen,
- dermatovenerologický kmen,
- oftalmologický kmen,
- ortopedický kmen,
- otorhinolaryngologický kmen,
- neurologický kmen.

Po absolvování kmene lékař pokračuje v přípravě v některém z následujících oborů. Číslo v závorce udává minimální počet let, které se musí přípravě věnovat, dále je za pomlčkou uveden kmen, který musí příslušný lékař absolvovat:

- alergologie a klinická imunologie (4) - interní nebo pediatrický kmen,
- anesteziologie a intenzivní medicína (4) - anesteziologický kmen,
- cévní chirurgie (5) - chirurgický kmen,
- dermatovenerologie (3) - dermatovenerologický kmen,
- dětská chirurgie (5) - chirurgický kmen,
- dětské lékařství (4) - pediatrický kmen,
- diabetologie a endokrinologie (5) - interní nebo pediatrický kmen,
- gastroenterologie (4) - interní nebo chirurgický kmen,
- geriatrie (4) - interní kmen nebo kmen všeobecné praktické lékařství,
- gynekologie a porodnictví (4) - gynekologicko-porodnický kmen,
- hematologie a transfuzní lékařství (3) - interní nebo pediatrický kmen,
- hygiena a epidemiologie (4) - hygienický kmen,
- chirurgie (5) - chirurgický kmen,
- infekční lékařství (4) - interní nebo pediatrický kmen,
- kardiochirurgie (5) - chirurgický kmen,
- kardiologie (4) - interní kmen,
- klinická biochemie (4) - interní nebo pediatrický kmen,
- klinická onkologie (4) - interní nebo pediatrický kmen,

- lékařská genetika (4) - interní nebo pediatrický nebo gynekologicko-porodnický kmen,
- lékařská mikrobiologie (4) - interní kmen,
- nefrologie (4) - interní kmen,
- neurochirurgie (5) - chirurgický kmen,
- neurologie (4) - neurologický kmen,
- nukleární medicína (4) - interní nebo radiologický kmen,
- oftalmologie (3) - oftalmologický kmen,
- ortopedie (5) - ortopedický kmen,
- otorhinolaryngologie (3) - otorhinolaryngologický kmen,
- patologie (4) - patologický kmen,
- plastická chirurgie (5) - chirurgický kmen.
- pneumologie a ftizeologie (4) - interní kmen,
- praktické lékařství pro děti a dorost (4) - pediatrický kmen,
- psychiatrie (4) - psychiatrický kmen,
- radiační onkologie (4) – interní nebo radiologický kmen,
- radiologie a zobrazovací metody (4) - radiologický kmen,
- rehabilitační a fyzikální medicína (3) - interní nebo chirurgický nebo pediatrický kmen,
- revmatologie (4) - interní kmen,
- traumatologie (5) - chirurgický kmen,
- urologie (5) - urologický kmen,
- vnitřní lékařství (5) - interní kmen,
- všeobecné praktické lékařství (3) - interní kmen nebo kmen všeobecné praktické lékařství.

Je patrné, že obor rehabilitační a fyzikální medicíny v tomto pojetí musí navazovat na interní nebo chirurgický, popřípadě i na pediatrický kmen.

Dosažení atestace v oboru rehabilitační a fyzikální medicína vyžaduje tedy pětiletou přípravu, kdy dva první roky jsou věnovány dalšímu vzdělávání lékaře v rámci společného kmene a další tři roky vzdělávání v rámci samotné atestační specializace oboru rehabilitace a fyzikální medicína.

Oproti tomu obor radiologie a zobrazovací metody (4 roky přípravy) navazuje na společný radiologický kmen (2 roky), což mimo jiné znamená, že takto atestovaný lékař se s potřebou vzdělávání ve fyzice setkává po celých 6 let své specializace.

Další zjevně fyzikálně zaměřené atestační obory „radiační onkologie“ a „nukleární medicína“ mohou navazovat na interní, ale i na radiologický společný kmen a navíc vyžadují čtyřletou přípravu. Je zde tudíž opět šance na větší prostor pro fyzikální vzdělávání lékaře.

Tyto v současnosti platné legislativní podmínky tedy poněkud limitují prostor pro další vzdělávání lékařů oboru „rehabilitace a fyzikální medicína“ ve fyzice, přestože se lékaři tohoto oboru budou prakticky denně setkávat s obrovským počtem nejrozumnějších metod a přístrojů, které by měly za pomoci fyzikálních podnětů a fyzikálních energií účinně a účelně léčit zdravotní potíže pacienta. Z hlediska praxe lékaře oboru rehabilitace a fyzikální medicíny se jedná:

- o léčbu potíží v oblasti pohybového aparátu
 - degenerativní onemocnění
 - artrózy, chondromalacie,
 - akutní pouřazové a pooperační stavy - zlomeniny, kontuze, luxace, následky porušení integrity tkání,
 - požadavky na hojení, reparaci a regeneraci tkání,
- o léčbu potíží v oblasti cévního systému
 - makroangiopatie i mikroangiopatie indukované centrálními i periferními ischemiemi,
 - poruchy hemodynamiky, zvláště systémové,
 - končetinové ischemie,
 - srdeční ischemie,
 - komplikace diabetu,
 - komplikace flebologické a lymfologické,

- o léčbu potíží v oblasti nervového systému
 - polyneuropatie různé etiologie,
 - následky iktů,
 - následky úrazů páteře a míchy, parézy, plegie,
- o léčbu potíží v oblasti kožního krytu
 - rány, ragády, jizvy,
 - kožní defekty flebologického, arteriálního původu nebo neuropatického původu) apod.

Pro fyzikální léčbu těchto potíží aplikuje lékař oboru rehabilitace a fyzikální medicína:

- elektrické proudy konstantního i nejrůznějším způsobem časově proměnného průběhu v oblasti nízkých, středních i vysokých frekvencí,
- elektromagnetická pole,
- světelný nebo zářivý tok, zvláště laserové záření,
- ultrazvuk,
- další mikroskopické i makroskopické mechanické podněty včetně pasivního i aktivního kontinuálního strojového cvičení i vibračních podnětů,
- hyperbarické i hypobarické prostředí,
- tlakové intermitentní vlny,
- hypertermické i hypotermické podněty včetně termoterapie a kryoterapie,
- rázové vlny a mnohé další.

Nelze zapomenout ani na smysluplné léčebné podávání nativních fyzikálních podnětů (klimatoterapie, helioterapie, podávání peloidů, imerze v minerálních vodách apod.) a podávání léčebných látek spojené s fyzikálním podnětem (například plynné nebo vodní koupele v oxidu uhličitém).

Pro správnou preskripci, podávání fyzikálních podnětů, řízení fyzikálních parametrů podávané procedury i pro kontrolu její efektivity, účelnosti a bezpečnosti potřebuje lékař značné fyzikální znalosti. Je nezbytné, aby byl schopen posoudit, zda vůbec daný fyzikální

podnět objektivně existuje, například zda je vůbec přístrojem pro fyzikální léčbu produkován a zda působí na organismus pacienta s takovou intenzitou, která se nachází v intervalu nad prahem potenciálního působení a přitom zároveň pod prahem zjevného poškozování.

Uvedené fyzikální předpoklady jsou jasným *conditio sine qua non* jak pro vlastní fyzikální terapii, tak i didaktiku její výuky:

- Jen za těchto podmínek může fyzikální podnět potenciálně léčit.
- Teprve při splnění tohoto fyzikálního požadavku je možné dále medicínsky zkoumat, zda a jak tento podnět skutečně léčí.
- Teprve za této podmínky má smysl aplikovat metody evidence base medicíny, tedy zabývat se kasuistikami, prospektivními či retrospektivními studiemi, jednou či dvakrát slepými studiemi, metaanalýzami a dalšími vědeckými metodami objektivizace účinků léčby.

Nefunguje-li však mezi podnětem a příjemcem (pacientem) objektivní fyzikální interakce, může se jednat výlučně o placebo a celá záležitost již do oboru fyzikální medicíny nepatří.

Pro práci lékaře v některých oborech je nutné po získání atestace v základním oboru pokračovat v přípravě k atestaci v nástavbovém oboru. V závorce je opět uvedeno minimální trvání atestace, za pomlčkou pak požadovaný základní obor:

- angiologie (2) - vnitřní lékařství, kardiologie,
- dětská a dorostová psychiatrie (1) - psychiatrie, dětské lékařství,
- dětská dermatovenerologie (1) - dětské lékařství, dermatovenerologie,
- dětská gastroenterologie a hepatologie (1) - dětské lékařství, gastroenterologie,
- dětská kardiologie (2) - dětské lékařství, kardiologie,
- dětská nefrologie (1) - dětské lékařství, nefrologie,
- dětská neurologie (2) - dětské lékařství, neurologie,
- dětská onkologie a hematologie (2) - dětské lékařství,
- dětská otorinolaryngologie (1) - dětské lékařství, otorinolaryngologie,

- dětská pneumologie (1) - dětské lékařství, pneumologie a ftizeologie,
- dětská radiologie (2) - dětské lékařství, radiologie a zobrazovací metody,
- dětská revmatologie (2) - dětské lékařství,
- dětská urologie (2) - dětská chirurgie, urologie,
- dorostové lékařství (2) - dětské lékařství, praktické lékařství pro děti a dorost, všeobecné praktické lékařství, vnitřní lékařství,
- epidemiologie (2) - hygiena a epidemiologie,
- foniatrie (2) – otorinolaryngologie,
- gerontopsychiatrie (1) - geriatrie, psychiatrie,
- hrudní chirurgie (2) - chirurgie, kardiochirurgie,
- hygiena dětí a dorostu (1) - hygiena a epidemiologie,
- hygiena obecná a komunální (1) - hygiena a epidemiologie,
- hygiena výživy (1) - hygiena a epidemiologie,
- hyperbarická a letecká medicína (1) - anesteziologie a intenzivní medicína, chirurgie, vnitřní lékařství, ortopedie, všeobecné praktické lékařství,
- intenzivní medicína (2) - anesteziologie a intenzivní medicína, chirurgie, vnitřní lékařství, dětská chirurgie, kardiochirurgie, neurochirurgie, dětské lékařství, infekční lékařství, kardiologie, neurologie, pneumologie a ftizeologie, gynekologie a porodnictví, ortopedie, urologie, klinická onkologie,
- intervenční radiologie (2) - radiologie a zobrazovací metody,
- klinická farmakologie (2) - vnitřní lékařství,
- klinická osteologie (1) - vnitřní lékařství, diabetologie a endokrinologie, revmatologie, ortopedie, gynekologie a porodnictví, dětské lékařství, geriatrie, klinická biochemie,
- korektivní dermatologie (1) – dermatovenerologie,
- maxilofaciální chirurgie (3) - otorinolaryngologie, dětská chirurgie, chirurgie,
- medicína dlouhodobé péče (1) - všechny obory specializačního vzdělávání s výjimkou oborů hygiena a epidemiologie, klinická biochemie, lékařská genetika, lékařská mikrobiologie, praktické lékařství pro děti a dorost, dětské lékařství, dětská chirurgie,
- návykové nemoci (2) – psychiatrie,
- neonatologie (1) - dětské lékařství,
- neuroradiologie (2) - radiologie a zobrazovací metody,
- onkogynekologie (2) -gynekologie a porodnictví,

- paliativní medicína (1) - anesteziologie a intenzivní medicína, neurologie, rehabilitační a fyzikální medicína, dětské lékařství, všeobecné praktické lékařství, klinická onkologie, neurochirurgie, chirurgie, dětská chirurgie, ortopedie, praktické lékařství pro děti a dorost,
- perinatologie a fetomaternální medicína (1) - gynekologie a porodnictví,
- popáleninová medicína (2) - anesteziologie a intenzivní medicína, chirurgie, dětská chirurgie, kardiochirurgie, neurochirurgie, cévní chirurgie,
- posudkové lékařství (2) - všechny obory specializačního vzdělávání s výjimkou oborů hygiena a epidemiologie, klinická biochemie, lékařská genetika, lékařská mikrobiologie, nukleární medicína, patologie, radiologie a zobrazovací metody,
- pracovní lékařství (2) - vnitřní lékařství, dětské lékařství, všeobecné praktické lékařství, hygiena a epidemiologie,
- reprodukční medicína (1) - gynekologie a porodnictví,
- sexuologie (2) - psychiatrie, gynekologie a porodnictví, urologie,
- soudní lékařství (2) – patologie,
- tělovýchovné lékařství (1) - vnitřní lékařství, dětské lékařství, všeobecné praktické lékařství, praktické lékařství pro děti a dorost, rehabilitační a fyzikální medicína, kardiologie, chirurgie, ortopedie,
- urgentní medicína (2) - chirurgie, vnitřní lékařství, všeobecné praktické lékařství, gynekologie a porodnictví, dětské lékařství, praktické lékařství pro děti a dorost, anesteziologie a intenzivní medicína.

V nástavbových oborech však již jasnou a explicitní návaznost na další vzdělávání lékařů ve fyzice nelze nalézt.

4 Fyzika v lékařském oboru fyzikální medicíny

Jak je patrné z předchozí kapitoly, fyzikální medicína je velmi úzce spojována s léčebnou rehabilitací. To je na jedné straně velmi účelným a smysluplným spojením, na druhé straně je tím poněkud limitována role fyziky. Fyzikální terapie představuje zatím stále převážně empiricky podložené terapeutické použití různých druhů energie na živý organismus (90 - 93). Je dokonce nutno přiznat, že jen některé či hlavní parametry těchto energií jsme schopni definovat, zaměřit a usměrnit, a to ještě na úrovni výstupů z přístrojů, méně již na úrovni živých tkání, orgánů a organismu jako celku.

Nejstarší formy fyzikální terapie (mechanoterapie – tření poraněné oblasti), hydroterapie (ponoření postižené oblasti do vody či peloidu), termoterapie (vyhřívání na slunci či při jiném nativním zdroji tepla), fototerapie (vystavení se slunečnímu světlu) nacházíme nejen v prehistorii lidského rodu, ale i u většiny savců. Zmínky o využití elektrických výbojů získávaných z rejnoka elektrického při léčbě periferních poruch pocházejí z Egypta kolem roku 2500 př. Kr. (Stará říše). Za průkopníka fyzikální terapie v Evropě je považován Asklepios (Esculap), kolem roku 770 př. Kr., jehož vodoléčebný ústav v Epidauru (Peloponéský poloostrov) je dodnes částečně zachován a udivuje svým rozsahem. Hippokrates (kolem 400 př. Kr.) i Galenos (200) měli ve svém terapeutickém repertoáru užití přírodních fyzikálních podnětů. Během období středověku zaznamenáváme vznik a rozvoj přírodních minerálních i městských parních lázní.

V moderní době se fyzikální terapie díky své prokazatelné účinnosti udržela a rozvíjela se vedle exaktních lékařských oborů. K jejímu rozvoji přispěly jednak objevy z oboru fyziologie, které například poukázaly na zcela zásadní význam elektřiny při činnosti lidského nervového a svalového systému a vlastně i pro fungování všech živých buněk. Sjednocení fyzikálního pojetí světla a elektromagnetického pole, završené koncem 19. století, bylo rovněž významným podnětem pro rozvoj fyzikální medicíny. Fyzikální medicína počátkem 20. století rychle uplatnila efekty ionizujícího záření, ačkoli se tato oblast aplikací fyziky v medicíně brzy přesunula do samostatných oborů radiologie, radiobiologie, radioterapie (dnes radiační onkologie) a nukleární medicíny. Přesto ve výbavě fyzikální medicíny zůstává

například ozařování Calcar Calcanei (patní ostruhy) ionizujícím zářením radioaktivního radionuklidu cesia, případně kobaltu, nebo tvrdým rentgenovým zářením.

Technizace medicíny ve 20. století dále podporovala rozvoj fyzikální medicíny i její uplatnění a těsné sepetí s rozvíjející se léčebnou rehabilitací. Léčebná rehabilitace s rostoucí mírou uplatňování technických prostředků a přístrojů stále více vstřebávala přístrojovou fyzikální léčbu. S bouřlivým industriálním rozvojem 2. poloviny 20. století, zvláště elektroniky 60. až 90. let, se fyzikální medicíně otevřel obrovský prostor přístrojové fyzikální léčby. Svoji roli sehrálo a sehrává též kybernetické pojetí řízení biologických procesů.

Na druhé straně mnohé z fyzikálně – léčebných přístrojů byt' technicky značně sofistikovaných, nemají dokonale objasněn samotný mechanismus účinku a tím i dostatečně podloženou účelnost a efektivitu svého léčebného působení. Diskutuje se i o bezpečnosti, zvláště z dlouhodobého hlediska působení přístrojově produkovaných fyzikálních podnětů.

Reakcí na přílišnou technizaci je i návrat k tradičním metodám manuální a myoskeletální medicíny, speciálním manuálním technikám mobilizace, manipulace a cvičení s pacienty, vznik nových účinných konceptů rehabilitace a manuální léčby a smysluplný příklon k hledání kauzálních vazeb a odstraňování příčin potíží. Tedy nikoliv jen působení zaměřené na pouhé odstraňování symptomů (např. bolesti), ale především akcent na aktivní roli pacienta v rehabilitaci (léčebný tělocvik, pohyb, držení těla, dýchání, nácvik funkcí pohybového aparátu i volní řízení činnosti vnitřního orgánů, biofeedback).

Tento vývoj je přirozenou reakcí na přístrojové „odlidštění“ medicíny, ale zároveň představuje vědomý, někdy ale možná i nevědomý, odpor k fyzikálně zaměřené přístrojové technice, jakožto odpor k technice a průmyslové postmoderní civilizaci vůbec.

A tak lékař oboru léčebné rehabilitace a fyzikální medicíny se někdy ocitá v zajetí dvou disjunktních množin:

Jediným správným řešením je ovšem dokonalá znalost mechanismu účinků jednotlivých druhů fyzikální terapie a její správný výběr a dávkování s cílem kauzálního ovlivnění poruch a dysfunkcí v organismu, případně alespoň s cílem útlumu nežádoucích symptomů choroby a zmírnění jejích následků. K dosažení tohoto cíle je nutno spojovat síly biofyziků, techniků,

konstruktérů a lékařů, což implikuje rovněž nezbytné a správně didakticky vedené další vzdělávání lékařů ve fyzice.

Lékař oboru fyzikální medicíny se však přitom ocitá v situaci mezi Skyllou a Charybdou:

Radikální marketing, reklama ale i věda, výzkum a jejich publikace, jej podrobují stále novým informacím o dokonalejších a zaručeně účinných přístrojích pro fyzikální medicínu.

- Odmítá-li vše, hrozí mu, že pro léčbu pacienta nedělá maximum, že nevyužívá nejnovějších poznatků vědy a technologií, že bude léčit omezeně, nedokonale, neúčinně a nikoliv na odpovídající úrovni.
- Bude-li však nekriticky vše přijímat, pak mu hrozí riziko, že bude aplikovat mnohé neúčinné nebo jen málo účinné procedury, podlehně klamům, dokonce i přímo podvodům nebo alespoň nepodloženému entuziasmu, popřípadě pacienta ohrozí přímo nebo alespoň nepřímo (prolongací skutečně efektivní a účelné léčby).

Přitom účinek fyzikální terapie může v zásadě být definován zcela exaktně jako:

- účinek analgetický,
- účinek myorelaxační a spasmolytický,
- účinek trofotropní,
- účinek antiedematózní.

Vyloučit ovšem nelze ani účinky:

- odkladné,
- účinky placebo efektu, které ovšem již do spektra přímých léčebných efektů fyzikální medicíny řadit přirozeně nemůžeme.

V souvislosti s účinky fyzikální terapie je nutno zmínit i zcela zásadní efekt většiny fyzikálních podnětů spočívající v arteficiální aferentaci, čili umělém dodání dostředivých (centripetálních) vzruchů nervovému systému. Současný moderní člověk je sice zaplaven hyperaferentací vyšší nervové soustavy, zato periferní aferentace mu mnohdy téměř úplně

chybí. S tím pak souvisí nízký práh vnímání bolesti, bolestivé spasmy tonického svalstva, poruchy autoreparačních mechanismů v organismu, spasmy prekapilárních svěračů cévního řečiště a tím i poruchy prokrvení a systémové poruchy oběhové soustavy (např. vysoký krevní tlak), sympatikotonie, psychosomatická onemocnění apod.

Fyzikální medicína může všechny tyto dysfunkce výrazně ovlivňovat na základě využití fyzikálních podnětů, které se rozdělují do následujících skupin:

Mechanoterapie zahrnuje:

- přístrojové zdroje podtlaku, působící lokálně i ve větším objemu periférií, konstantně, případně přerušovaně,
- zdroje přetlaku (převážně lokálního, ale i v podobě intermitentní segmentoterapie postupující tlakovou vlnou),
- zdroje periodicky kombinující vliv podtlaku a přetlaku, čili hyperbarického a hypobarického prostředí (vakuově-kompresní terapie, případně intermitentní negativní baroterapie),
- zdroje vibrační,
- zdroje trakční,
- přístroje vykonávající polohování,
- přístroje vykonávající pasivní kontinuální pohyby určitých částí těla, převážně končetin,
- zdroje ultrazvuku
- zdroje rázové vlny

Termoterapie zahrnuje:

- zdroje pozitivní termoterapie
 - přímé (hypertermické vodní nebo vzduchové nebo i jiné imerze, polevy, stříky, saunu, parní lázeň, aplikace parafinu, fango, nahřáté peloidy, chemické i jiné termoobklady apod.),
 - nepřímé (vysokofrekvenční elektroterapie elektromagnetickým polem s indukčním nebo kapacitním aplikátorem, pracující v krátkovlnné,

ultrakrátkovlnné nebo mikrovlnné oblasti, ultrazvuk, infračervené záření apod.),

- zdroje negativní termoterapie
 - přímé (chladové chemické aplikátory, lokální kryoterapeutické aplikátory s Peltierovými články, kryokomory, chladové polevy či stříky, aplikace ledu a ledové tříště, aplikace etylchloridu, metylchloridu, fluorometanu, místní aplikace „suchého ledu“ (oxid uhličitý ochlazený pod -80°C), využití tekutého dusíku a aplikace jím ochlazeného vzduchu),
- zdroje kombinované termoterapie (skotské stříky, sauna, střídavé koupele,...)

Fototerapie zahrnuje:

- zdroje polychromatického záření
- zdroje UV záření
- zdroje VIS záření
- zdroje NIR záření
- zdroje IR záření
- zdroje polarizovaného světla
- nízkoenergetické stimulační lasery

Elektroterapie zahrnuje:

- Elektroléčbu kontaktní
 - galvanoterapie
 - nízkofrekvenční (diadynamické, TENS, Träbertovy proudy, faradické proudy, ...)
 - středofrekvenční (interferenční, premodulované, Kotzovy, ...)
- Elektroléčbu bezkontaktní

- vysokofrekvenční elektroterapie (krátkovlnná, ultrakrátkovlnná a mikrovlnná)
 - distanční elektroterapie
 - magnetoterapie
 - magnetostimulace
- Elektrodiagnostiku a elektrostimulaci

Uvedený výčet (91 - 94) není v žádném případě úplný. Vzniká otázka, kam zařadit např. nízkoenergetickou nukleární magnetickou resonanci, u které, snad jediné z bezkontaktních fyzikálně elektroléčebných metod, není podstata účinku v uplatnění indukovaných elektrických proudů. Kam řadit metody využívající biofeedback, kam řadit metody strojově asistovaného pohybu (robotický nácvik chůze), kam řadit využití postulometrických plošin atpod.

V předchozí subkapitole jsme zmínili potřebu objektivizace účinků fyzikální terapie a zároveň i její převažující účinky analgetické, myorelaxační, spasmolytické, antiedematózní a trofotropní. Přitom:

- analgetický účinek je svoji podstatou subjektivní (vnímá jej výlučně pacient),
- účinek myorelaxační a spasmolytický nese rovněž vysokou úroveň subjektivity a jeho objektivizace je převážně výsledkem psychomaneuálního cviku a zkušenosti lékaře a jeho hlubokých anatomicko-morfologických znalostí,
- antiedematózní efekt je často spojen s odkladným účinkem,
- pouze efekt trofotropní je přístupný plné fyzikální objektivizaci.

Trofotropní efekt fyzikální léčby je tudíž vhodný nejen ke kvantifikaci vlivu fyzikální léčby, ale i k účinnému didaktickému využití při dalším vzdělávání lékaře obou rehabilitace a fyzikální medicíny ve fyzice.

Trofika je pojem vztahující se k výživě tkání, čili jejich zabezpečení kyslíkem a živinami, případně zabezpečení odvodu nežádoucích metabolitů z tkání. O transport kyslíku, živin, metabolitů i dalších biologicky aktivních molekul se v těle stará cévní systém. Základem trofiky je tedy dobrá perfuze, čili prokrvení tkáně. Poruchy prokrvení implikují potíže s dodávkou kyslíku a živin a s odvodem nežádoucích metabolitů, což je příčinou velké řady chorob nebo alespoň rozvoj mnoha chorob provází. Jedná se především o onemocnění cévní, neurologická, kožně-trofická a další.

Z hlediska našeho didaktického cíle si vyberme dvě z fyzikálně – léčebných metod, které by každá, ovšem zcela jiným mechanismem a s jiným výsledkem, měly ovlivnit perfuzi a tím i trofiku léčené tkáně. První z nich bude vakuově-kompresní terapie poruch periferního prokrvení, druhá nízkoeenergetická laserová stimulace tkání. Didaktický postup bude zahrnovat přímý příspěvek experimentů (1. případ) i příspěvek jejich teoretické didaktické přípravy (2. případ). Dříve, než-li k tomuto úkolu přistoupíme, je ovšem nutno zabývat se důkladně samotnými pedagogickými aspekty další práce.

5. Didaktické a psychologické aspekty uplatnění objektivizačních experimentů ve fyzikální medicíně

5.1 Otázka pedagogických koncepcí

Předchozí kapitoly již vystihly mnohé z faktorů, které zásadním způsobem ovlivňují didaktický úspěch či neúspěch představovaný využitím experimentů k výuce fyziky při dalším potřebném vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny. Jakékoliv úsilí v tomto směru edukace by však bylo velmi nedokonalé a nesystematické bez uplatnění vhodných pedagogických koncepcí.

Otázky pedagogické koncepce provázejí v rámci společenského kontextu lidstvo od samotných prvopočátků systematického vzdělávání, tedy systematického předávání poznatků

a dovedností. Dostatek informací o vyspělé koncepci vzdělávání se nám zachoval již ze starověkého Řecka, speciálně z Athén. V duchu kalokagathie se zdůrazňovala všestrannost a harmoničnost výchovy a vzdělávání. Důležitou součástí vzdělání byla, jak známo, tělesná výchova. Po obsahové stránce se zdůrazňovalo kvadrivium (aritmetika, geometrie, astronomie a tzv. múzika - umělecké vzdělání v hudbě, pohybu a poezii). Současně se vyučovalo tzv. trivium, tedy gramatika, rétorika a dialektika, chápána jako vhled do logického myšlení a filosofie. Analogický koncept převzali Římané a další antický svět.

Ve středověké Evropě byla pedagogická koncepce založena na scholastice, kdy základem vzdělanosti zůstává v zásadě trivium a kvadrivium, prolínané a obohacené důkladným osvojením latiny, jejíž logická jazyková stavba byla zdokonalena a sloužila tak i jako pomůcka pro rozvoj logického myšlení a uvažování. Převládalo však paměťové učení a vytváření složitých spekulativních myšlenkových konstrukcí bez dostatečného sepejetí s poznáním o přírodě a bez důrazu na využívání pozorování a experimentů. Humanitní koncepce vzdělání v následující době renesance zvýrazňuje příklon k antice, klade proto důraz na výuku klasických jazyků latiny a řečtiny, ale v duchu své všestrannosti mohutně rozvíjí i matematiku, která svoji vnitřní dokonalostí hraje i důležitou roli filosofickou a kromě svého vzrůstajícího praktického využití přebírá postupně i roli důležitého nástroje pro vývoj myšlení. Konstituují se přírodní vědy, zdůrazňuje se exaktnost a role experimentu, jakož i úloha analytické i syntetické formy přesného myšlení. Rozvíjí se metody logického myšlení a metody vědecké práce. Základním znakem této koncepce je víra v sílu lidského rozumu a encyklopedické pojetí vzdělání. Do této doby patří i velká díla světově proslulého pedagoga a zakladatele didaktiky Jana Amose Komenského (1592 – 1670). S tím, jak se v dalším období vzdělání rozvíjí a stává se přístupné většímu počtu lidí, se pedagogické koncepce vyvíjejí dvěma směry – v praktické a klasické vzdělávání.

Rozvoj přírodních věd a techniky, potřeba kvalifikovaných osob různých profesí a náročnosti, jakož i osvícenecké ideály postupně učinily vzdělání dostupným a praktickým. Počátkem 19. století koncepci vyučování zásadním způsobem ovlivnil německý filosof a pedagog Johann Fridrich Herbart (1776 – 1841), který zdůraznil přesný řád a systém, zvýraznil roli učitele a jeho pravomoci, přičemž žák byl v podstatě recipientem vyučovacího procesu vedeného a realizovaného učitelem. Herbartova koncepce staví na jasnosti výuky, popisném výkladu, slovních (verbálních) způsobech výuky, poznatkovém encyklopedismu, mechanickém opakování. Důležitou roli v tomto konceptu výchovy a vzdělávání hraje i důraz

na morální akcent a na vytváření silných charakterů. Herbartovskému konceptu nelze upřít úspěch při dosahování do té doby nebývalé masovosti vzdělávání a jeho úrovně, podporu vnímání a přijímání autorit a výchovu k disciplíně, ani to, že byla schopna nadané a pracovitě jedince široce a všestranně připravit na plnění jejich profesních životních rolí a jejich uplatněním tak posilovat všestranný rozvoj společnosti.

Koncem 19. století a ve století 20. se však jako reakce na nedostatky Herbartova systému zvedá vlna nových směrů výchovy, kdy se akcentuje aktivní role dítěte, jeho samostatnost, rozvoj jeho osobnosti, uplatnění jeho potřeb a jeho zájmů. Role učitele je chápána pro žáka spíše partnersky. Nositelem těchto nových náhledů je především americký filosof a pedagog John Dewey (1859 – 1952), zakladatel pedocentrismu a pragmatické pedagogiky, který ve výuce zdůrazňoval úlohu empirie, osobně prožité zkušenosti ze samostatné činnosti žáka, nikoliv jen předávání teoretických znalostí.

Tyto náhledy přirozeně nevznikaly z ničeho, ale navazovaly na tradice dřívějších velikanů pedagogiky a mnohé jejich myšlenky. Zde lze připomenout samotného J. A. Komenského (1592 – 1670) nebo německého myslitele a pedagoga Wolfganga Ratkeho (1571 – 1635). Dále je nutno zmínit Jeana-Jacquesa Rousseaua (1712 -1778), jehož pedagogickým cílem bylo vychovat svobodného člověka, kterého nebude nikdo do ničeho nutit a u něhož budou respektovány jeho věkové a individuální zvláštnosti. Rousseau odsuzuje učení z knih a doporučuje učení z vlastní zkušenosti. Své názory na výchovu vyjádřil v polorománu „Emil aneb o výchově“. Dalším významným pedagogem minulosti, hovořícím i k současné pedagogice jasnou řečí, je Johann Heinrich Pestalozzi (1746 – 1827), zastánce komplexnosti, citlivosti a harmonie v pedagogice.

V moderních koncepcích pedagogiky, založených na bázi behaviorismu, se výrazně projevil i vliv amerického psychologa Edwarda Thorndike (1874 – 1949), který podporoval rozdělování učiva na menší celky, potřebu opakování a kontrol (zkoušení). Behavioristé ovšem chápali psychiku jen jako přírodní proces a podceňovali důležitost vnitřních mentálních procesů i roli sociálního prostředí. Touto oblastí se zabývali významní psychologové a pedagogové Jean Piaget (1896 – 1980), Frederic Charles Barlett (1886 – 1969) či neobehaviorista Edward Tolman (1886 – 1959) nebo ruský psycholog Lev Semjonovič Vygotskij (1896 – 1934).

Základním rysem reformní pedagogiky nových koncepcí je důraz na spontánní činnost dětí vycházející z jejich zájmů. Netradiční koncepci vyučování vytvořila například Maria Montessori (1870 – 1952), zastánkyně „celostního učení“ a samostatnosti žáka v procesu učení a poznávání. Známy a stále aplikovaný je i pedagogický systém okultisty Rudolfa Steinera (1861 – 1925), zakladatele waldorfského školství.

V nedávných letech českou pedagogiku obohatilo i dílo (125) kardinála Františka Tomáška (1899 - 1992). Mezi její hlavní zásady patří, že učitel by měl vyučovat tak, aby u žáka vzbudil zájem o probírané učivo, touhu po objevování, po nalezení správné odpovědi. Touhu po tom něco nového se dozvědět. Rovněž zdůrazňuje individualitu lidí a tím i nezbytnost individualizace v procesu vzdělávání a jeho celostnost. Role učitele je podle Tomáška závislá jak na jeho vrozeném pedagogickém talentu, tak i na jeho pedagogickém vzdělání, vědomostech a jejich neustálém obnovování a zdokonalování. Do svého pedagogického spisu (125) zařazuje Tomášek také důležitou kapitolu o výchově ke vnímání a chápání krásy. Tyto schopnosti je třeba vyučováním nejen probouzet, ale je třeba tento významný moment zařazovat i do samotného procesu edukace. To připomíná názory některých významných fyziků, například Henri Poincaré (1854 – 1912), kteří akcentovali roli krásy v přírodních vědách, jakož i význam hledání krásy v procesu získávání vědeckých poznatků. Tomášek též podtrhuje význam rovnoprávného vztahu a oboustranné úcty mezi vyučovaným a vyučujícím.

Předložená práce při využití experimentů k výuce fyziky v rámci dalšího vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny demonstruje přirozenou snahu po využití všech pozitivních prvků tradičních i moderních pedagogických konceptů.

5.2 Role didaktických zásad

Na tomto místě textu ovšem jistě neuškodí připomenout obecně platné „klasické“ didaktické zásady a pokusit se ocenit konkrétně jejich příspěvek k výuce fyziky při dalším vzdělávání lékařů oboru RFM.

Jednotliví autoři didaktických pojednání se přitom ve výčtu těchto „klasických“ didaktických zásad dosti liší. První ucelený systém didaktických zásad formuloval již Jan Amos Komenský ve své „Didactica Magna“, „Velké didaktice“ vydané poprvé roku 1657. V 16. kapitole tohoto díla s názvem „**Jak dělati, aby učení najisto bylo**“ uvádí 9 všeobecných zásad vyučování a učení, které čerpá přímo z přírody, např.:

- „**příroda jednoho času jednu toliko věc dělá nejpředněji**“, nebo:
- „**příroda se nezatímává, ale po svých stupních pořád kráčí**“ či:
- „**příroda jak začne, tak nepřestane, až dokoná**“ apod.

Je nesporné, že tyto zásady jsou stále aktuální a ve svém principu nepozbývají platnosti ani v současné době. Je možno je tudíž velmi účinně a užitečně extrapolovat i na výuku fyziky při dalším vzdělávání dnešních lékařů.

Didaktická zásada obecně představuje určitý požadavek, pravidlo, jehož dodržování příznivě ovlivňuje efektivitu vyučovacího procesu. Dodržování didaktických zásad není cílem výuky, ale účinným prostředkem k zajištění a řízení její jakosti. Uvedme obvyklý výčet „klasických“ didaktických zásad:

5.2.1 Zásada komplexního rozvoje osobnosti

Při výuce fyziky při dalším vzdělávání lékařů oboru RFM pracujeme s dospělými, zralými, univerzitně vzdělanými a vysoce kvalifikovanými osobnostmi, obvykle vynikajícími i bohatými životními zkušenostmi, praxí a významným společenským postavením. Svoji práci lékaře přijímají vesměs jako životní poslání, nejen jako své povolání. Právě za těchto podmínek se však o to výrazněji ukazuje, že vývoj žádné lidské osobnosti není nikdy zcela ukončen. A právě další komplexní rozvoj i takto zralých osobností je nejen možný, ale i žádoucí. Přiznejme si (viz úvodní kapitoly této práce), že právě dimenze fyzikálních znalostí a fyzikálního myšlení lékařů nemusí být vždy zcela optimální. Přitom určité diskrepance v této oblasti mohou mít velmi nežádoucí dopady, kdy se například lékař, který nedocenil rozvoj současné fyziky a možností jejího účelného uplatnění v medicíně bezdůvodně brání novým fyzikálně léčebným metodám (chyba typu „alfa“) nebo naopak, kdy lékař nekriticky přijímá

takové metody, které z objektivního fyzikálního pohledu zjevně nemohou fungovat (chyba typu „beta“).

Ovšem ke komplexnímu rozvoji tak zralých, vyhraněných a vysoce vyspělých osobností prostřednictvím výuky fyziky i s jejím výchovným rozměrem je nutná optimální motivace. Ta může vycházet jak zvenčí, z objektivních podmínek, tak může být posilována osobností vyučujícího (viz další „klasické“ didaktické zásady).

5.2.2 Zásada vědeckosti

Tato zásada je pro další vzdělávání lékařů ve fyzice snad ta nejvýznamnější. Je totiž nejen samozřejmou zásadou didaktickou, ale též požadavkem na medicínu vůbec:

„Léčit v souladu s posledními poznatky vědy“.

Tento požadavek se objevuje i v řadě směrnic, nařízení, doporučení a v jiných legislativních dokumentech týkajících se zdravotnictví. Přitom není vždy úplně jasné co se právě onou „vědeckostí“ myslí.

Někdy se pod tímto pojmem chápou skutečnosti, které jsou zakotveny v platných normách (standardech). Ty sice nejsou v soudobé evropské legislativě závazné, ale splněním jejich ustanovení lze prokázat splnění požadavků legislativně závazných dokumentů. Potíží je ovšem v tom, že mnohé standardy nejsou již „jen“ nominální, jak tomu bývalo dříve, ale tzv. „systémové“. To znamená, že neříkají přesně jaké veličiny mají splňovat jaké hodnoty, ale jak by se mělo správně postupovat. Tím je však požadavek „vědeckosti“ značně rozmělněn.

V akademické sféře se považuje za vědecké to, co je publikováno v renomovaných odborných časopisech, minimálně recenzovaných, lépe impaktovaných. Ve sféře výzkumu a vývoje je za vědecké považováno to, co potvrzují uznání a kvalifikovaní oponenti a co lze uplatnit v podobě patentových ochran, funkčních vzorů, plnohodnotných prototypů či předvýrobních vzorů nebo úředně uznaných metodik. U těchto metodik je ovšem problém

s příslušně autorizovanými osobami, které jediné mohou metodiku úředně uznat a tak ji dát punc vědeckosti.

Z filozofického hlediska (115) je za vědecké považováno to, co je exaktně vysloveno v podobě přírodních zákonů, teorií a hypotéz, které neodporují výsledkům pozorování a pokusů.

Otázka vědeckosti je v medicíně zvláště citlivým problémem. Jak bylo v úvodních kapitolách předložené práce již vícekrát zmíněno, medicína přes všechnu její technizaci a přírodovědná východiska není jen a pouze přírodovědeckým oborem. Týká se celého člověka (viz definice zdraví), tedy nejen jeho těla, ale i jeho myšlení, jeho duševního života, jeho psyché i psychosomatických vazeb, jeho vědomí, podvědomí i nevědomí. Dotýká se ve své etické i praktické rovině zásadních otázek zdraví, života a smrti. Medicíně tudíž nelze upřít výraznou psychologickou, etickou, filozofickou i transcendentální rovinu. Tím je pojem vědeckosti v medicíně přirozeně širší, než-li v ryze přírodovědných oborech. Při výuce fyziky pro lékaře si musíme být těchto souvislostí vědomi, ale poněvadž naším výukovým cílem je fyzika, nikoliv humanitní obory, nelze se při výuce sebeméně odchylovat od její striktně přírodovědně pojaté vědeckosti.

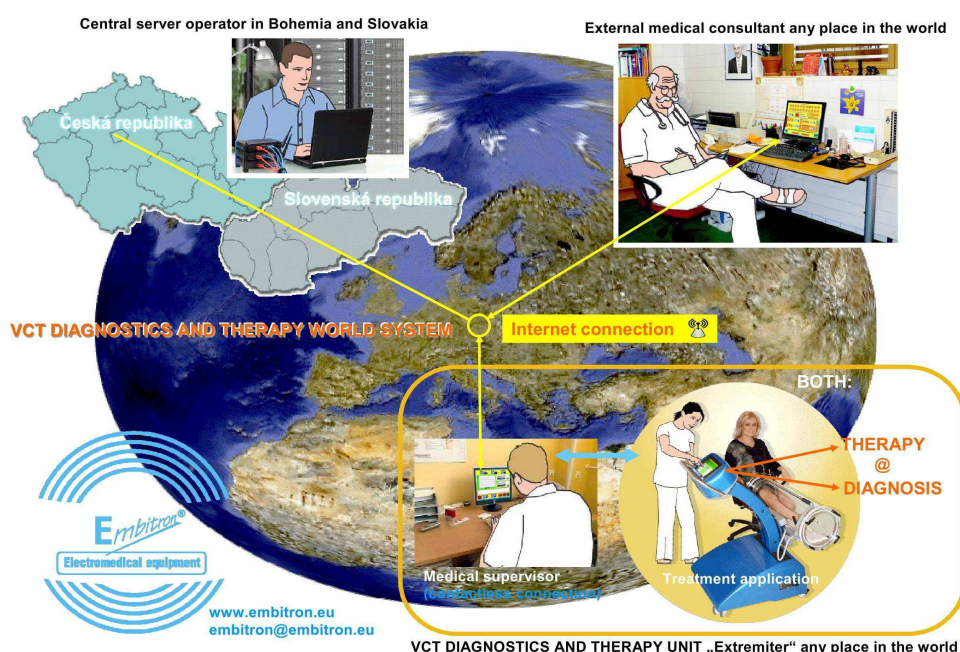
5.2.3 Zásada individuálního přístupu

Vyučovací proces musí být efektivní pro všechny jeho účastníky. Tento požadavek přirozeně implikuje nutnost individuálního přístupu. Není přitom těžké poznat osobnostní individuální předpoklady frekventantů z řad lékařů, ani jejich předchozí průpravu. Je ovšem nutné se těmito podmínkám přizpůsobit a to je při obvyklých formách výuky (zvl. přednášky nebo studium předem připravené literatury, respektive semináře a praktická cvičení ve skupině) velmi obtížné prakticky realizovat.

Osvědčeným řešením jsou individuální jednání a skupinové semináře, které autor předložené práce nazývá „mikrosemináři“ a má s jejich efektivitou vynikající zkušenosti. Výborné výsledky poskytuje i využití individuálních výkladových možností v rámci internetu

(e-maily a jejich přílohy určené pro konkrétní osoby studujících). Studující si přitom nesmí připadat jako „poučovaný žák“, ale jako rovnoprávný profesionál, se kterým je veden kvalifikovaný dialog.

Vynikající jsou i zkušenosti z využití prostředků telemedicíny. Tato moderní forma práce je zvláště uplatňována u vakuově-kompresní terapie (12, 19, 23, 36, 41, 43, 44, 52, 53, 58, 62, 69, 70, 71, 73, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 96, 97, 98, 99, 100, 105, 118, 119, 120, 122, 124), která je realizována přístroji umožňujícími napojení na intranet i internet (obrázek 4). Ve spojení s databázovým systémem dostáváme tak vysoce efektivní a individuální didaktický nástroj.



Obrázek 4:

Schematický diagram dálkové počítačové správy podávání procedur VCT a jejich dálkového didaktického zabezpečení přímo na pracovišti lékaře s využitím možností telemedicíny.

5.2.4 Zásada spojení teorie s praxí

Tato zásada je při výuce fyziky pro lékaře oboru RFM plně využívána. V podstatě se tito lékaři fyzice ani jinak, než-li ve spojení se svoji lékařskou praxí, neučí. Dřívější snahy o systematický teoretický výklad fyzikální problematiky, byť s praxí lékaře úzce související, nebyly efektivní. Proto didaktická zásada bezprostředního spojení fyziky s medicínskou praxí lékařů oboru RFM prolíná i celou předloženou prací.

5.2.5 Zásada uvědomělosti a aktivity

Podmínkou splnění této zásady je schopnost vyučujícího probudit u vyučovaných (tedy lékařů) opravdový zájem, který je motorem jejich aktivity a který posiluje jejich vnitřní potřebu příslušného poznání, jeho osvojení a také jeho uplatnění v praxi.

V našem případě je zásada uvědomělosti a aktivity nejužší vazbou spojena s předchozí zásadou spojení teorie s praxí. Povolání (a poslání) lékaře je natolik společensky specifické, že v drtivé převaze nelze předpokládat, že by byl vyučovaný ochoten projevovat uvědomělost s aktivitou i mimo rámec své medicínské činnosti. Tato skutečnost však klade na vyučujícího mimořádné nároky, neboť kromě znalostí oboru fyziky, nebo alespoň jejich vybraných kapitol souvisejících s předmětem medicínského uplatnění, musí velmi dobře zvládat i příslušnou medicínskou problematiku, musí tudíž být velmi dobrým interdisciplinárně zaměřeným odborníkem. Jakákoliv zaváhání a nepřesnosti v související medicínské sféře by ho okamžitě diskreditovaly. Je stavitelem mostů, po kterých musí být schopen bez problému přecházet z jedné strany na druhou a naopak.

Zároveň se však vyučující musí držet svého oboru a musí dát jasně najevo, že není lékařem. Tato skutečnost musí prolínat celým didaktickým snažením vyučujícího, který nesmí dopustit svoji stylizaci do podoby medicínského praktika. Může a musí ovšem vystupovat třeba jako zdravotnický pracovník (např. klinický fyzik nebo klinický inženýr), případně jako přírodovědecký či biomedicínsko-inženýrský odborník ve zdravotnictví, nikdy ne však jako někdo, kdo simuluje činnosti lékaře, tzn. práci s pacientem, odebírání diagnózy, preskripci léčby, realizaci samotné léčby, zasahování do integrity pacientova organismu apod.).

5.2.6 Zásada názornosti

O této zásadě se už zmiňuje Jan Amos Komenský. Jedná se o jednu z nejstarších a všeobecně uznávaných didaktických zásad. Několik set let starý Komenského výrok:

„ ... proto budiž učitelům zlatým pravidlem, aby všechno bylo předváděno všem smyslům, kolika možno ... “ (Velká didaktika, Didactica Magna, 1657)

zní v dnešní době audiovizuálních multimediálních technologií velmi časově. Pro výuku lékařů se sice musíme omezit na převažující formu přednášek, avšak standardně doprovázených promítáním počítačových prezentací, spojovaných často i s předem připravenými, hodnotnými a hlavně fyzikálně správnými animacemi.

Využívat lze i lékařských výukových simulátorů fyziologických funkcí člověka, tzv. „virtuálních pacientů“. Jedná se obvykle o internetové portály realizované jako interaktivní multimediální výuková pomůcka. Tyto počítačové prostředky pracující za přispění internetu jsou primárně určeny pro lékařskou výuku, respektive i pro zdravotnické magisterské i bakalářské studium nebo studium biomedicínko-inženýrské a klinicko-inženýrské. Zaměřují se nejen na samotnou obecnou fyziologii člověka, ale i na oblast klinické fyziologie akutních stavů. Jsou řešeny v jazyce českém i anglickém. Názornou cestou prostřednictvím Internetu s využitím rozsáhlého simulačního modelu na pozadí umožňují studentům lépe pochopit funkci vybraných fyziologických systémů a projevům jejich poruch. Obsahem bývá často i simulace pacienta na lůžku při intenzivní terapii. Pomocí Internetu je možno tohoto "virtuálního pacienta" diagnostikovat a léčit (a na rozdíl od skutečného pacienta i zpětně oživit). Podkladem simulátoru je rozsáhlý simulační model fyziologických funkcí člověka zahrnující matematický model propojených základních fyziologických subsystémů (homeostázy, elektrolytové, osmotické i iontové rovnováhy, respirace, ledvin, oběhového systému, gastrointestinálního systému, hemopoézy, základních metabolických funkcí a neuroendokrinních regulací).

Simulátory fyziologických funkcí člověka jdou někdy až za hranici virtuální softwarové didaktické pomůcky a jsou schopny modelovat skutečné akutní stavy zdravotních potíží pacienta nejen virtuálně, ale přímo na fyzickém modelu – figuríně zcela reálného provedení. Takové technické prostředky ve světě existují a jsou při vzdělávání lékařů a dalších zdravotníků používány. Jejich cena se pohybuje kolem 2,5 mil. Kč, ovšem možnosti jsou dosud přece jen dosti limitovány, zejména na edukaci lékařských zákroků při akutních a kritických stavech a na jednotkách intenzivní péče.

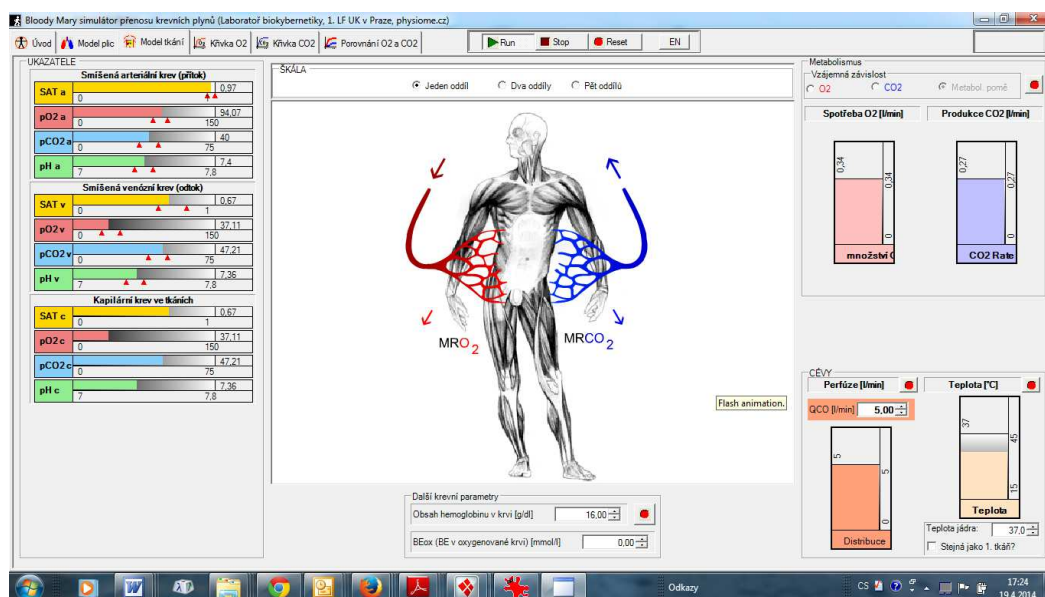
U nás se touto oblastí v posledních letech zabývaly například dva projekty: Projekt 2C06031 „e-Golem: lékařský výukový simulátor fyziologických funkcí člověka jako podklad pro e-learningovou výuku medicíny akutních stavů“, poskytovatel MMŠT a projekt FR-

TI3/869 „Virtuální pacient - trenažér pro lékařskou výuku“, poskytovatel MPO. Tyto projekty skutečně přibližují výuku lékařů věhlasnému Komenského heslu „SCHOLA LUDUS“. Hlavními řešiteli jsou Doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D., FBMI ČVUT a Doc. MUDr. Jiří Kofránek, CSc., 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze. Ve své knižní publikaci „Pacientské simulátory“ z roku 2013 (50) poskytují velmi podrobné informace.

Na internetu lze dnes najít řadu volně dostupných výukových simulátorů jednotlivých fyziologických subsystémů. Tak například simulátor ECGsim (<http://www.ecgsim.org/>) umožňuje studovat tvorbu a šíření elektrických potenciálů v srdci a rovněž studovat mechanismus vzniku EKG za fyziologického stavu i za různých patologií. Tlakově oběhové křivky v komorách srdce při různých patologiích umožňuje sledovat simulátor srdce z Columbia University (<http://www.columbia.edu/itc/hs/medical/heartsim>), o kterém referuje i řada publikací, například (11). Simulátory anesteziologických přístrojů z University of Florida umožňují dávat anestézii virtuálnímu pacientovi (<http://vam.anest.ufl.edu/>). Přenos krevních plynů a acidobazické parametry (108) jsou tématem simulátoru OSA (Oxygen Status Algorithm), určeného pro výuku i klinickou praxi (<http://www.siggaard-andersen.dk>). Činnost neuronu a neuronových sítí umožňuje studovat (27) simulační program NEURON z Yale University (<http://www.neuron.yale.edu>). Výukový simulátor AIDA (<http://www.2aida.net/>) modeluje virtuálního diabetického pacienta a umožňuje sledovat vliv dávkování různých druhů inzulinu při zadaném příjmu potravy na glukózový metabolismus (61, 100).

Významným tuzemským výsledkem na tomto poli edukačního snažení v této oblasti je také internetový „Atlas fyziologie a patofyziologie“ hlavního řešitele projektu Doc. MUDr. Jiřího Kofránka, CSc., koncipovaný jako volně dostupná multimediální výuková pomůcka, která názornou cestou prostřednictvím Internetu s využitím simulačních modelů vysvětluje funkci jednotlivých fyziologických systémů a příčiny a projevy jejich poruch (<http://physiome.cz/atlas>).

Lékařské simulátory se v poslední době také staly žádaným komerčním zbožím a objevují se v nabídce řady specializovaných komerčních firem. Tak například americká společnost Advanced Simulation Corporation, vyrábějící letecké simulátory, se od roku 1993 věnuje též vývoji lékařských simulátorů.



Obrázek 5:

Příklad výstupu z virtuálního simulátoru krevních plynů (Laboratoř biokybernetiky 1. LF UK v Praze, <http://physiome.cz/atlas>).

Počítačové simulátory fyziologických funkcí člověka však nejsou zatím rozpracovány do fyzikální roviny dějů probíhajících v lidském těle - za fyziologických či patologicky pozměněných podmínek - pod vlivem fyzikálně-léčebných podnětů. Zatímco vlivu farmak a modelování jejich farmakokinetiky je pozornost věnována (50), modelování fyzikálně-léčebných podnětů je dosud polem neoraným. Za jedny z prvních brázd na tomto poli lze považovat i modelování změn kapilární perfuze pod vlivem vakuově-kompresní terapie, které úzce souvisí s tématem a náplní předložené práce a je při výuce lékařů úspěšně využíváno (97, 99).

Zásadu názornosti lze zdůraznit i v souvislosti se známou skutečností, že zhruba 80 % veškerých informací přijímá člověk zrakem. Zdůraznění vizuální složky výuky s využitím počítačové techniky je tudíž velkou šancí na zvýšení fyzikálního myšlení lékařů. Při nevhodně připravených nebo nevhodně využívaných podkladech je to však riskantní cesta, která může vytvářet nesprávné představy. O významné roli představ ve výuce fyziky hovoří ve své rigorózní práci „Nauka o dielektrikách ve středoškolské fyzice a v základním vysokoškolském kurzu“ PhDr. Martin Tomáš. Velmi důsledně se touto významnou otázkou zabývá i RNDr. Renata Holubová, CSc., (29):

„Soubor výchozích, předběžných představ a interpretací jevů je označován jako prekoncept.“ Tento prekoncept je, zvláště u dospělé, vyzrálé osobnosti, spojen s výrazným normativně hodnotícím pohledem. Dospělému jedinci přirozeně chybí dynamičnost a tvárnost, plasticita dětského věku a dospívání. Pokud je tedy do prekonceptu zanesena chyba, vytváří se tzv. miskoncept, který se jen velmi těžce odstraňuje a nahrazuje novým, správným konceptem. Teoretická východiska zkoumání prekonceptů a vytváření konceptů vycházejí mimo jiné z děl Lva Semjonoviče Vygotského (1896 – 1934) a Jeana Piageta (1896 – 1980).

Pro výuku dospělých, navíc vyhraněných osobností bylo však tomuto tématu dosud věnováno málo pozornosti.

5.2.7 Zásada přiměřenosti

Tato didaktická zásada vyžaduje, aby obsah i rozsah učiva, ale i výběr vyučovacích metod, forem a prostředků odpovídal psychickým i individuálním zvláštnostem posluchačů. Při výuce lékařů je nutno znovu zdůraznit požadavek přiblížení fyziky oboru medicíny.

„Ponoření,“ vyučovaného lékaře do složitých matematických formalismů a abstraktních modelů fyzikální vědy se až na ojedinělé výjimky ukazuje jako kontraproduktivní. Posluchač v lepším případě projeví fyzikálním znalostem přednášejícího úctu a uznání, pro svoji práci lékaře si však nejen neodnese nic užitečného, ale ještě se utvrdí v pocitu, že fyzikální poznatky a fyzikální myšlení jsou mu zcela nedostupné a o potřebné vzdělávání v této oblasti přestane usilovat. Edukační cíl je tak kontraproduktivně znemožněn. V horším případě bude posluchač - lékař exhibici přednášejícího vnímat dokonce jako ponížení svých intelektuálních schopností.

Pro vytvoření skutečného mostu mezi medicínou a fyzikou, potřebnou pro úspěšnou a kvalifikovanou práci lékaře oboru RFM, je tudíž nutno didaktickou zásadu přiměřenosti striktně respektovat.

5.2.8 Zásada soustavnosti

Tato didaktická zásada vyjadřuje všeobecně uznávaný požadavek, aby posluchači i přednášející postupovali v osvojování vědomostí systematicky, aby látka byla uspořádána do didaktického systému, vyznačujícího se logickou posloupností a návazností.

Zásada soustavnosti je víceméně automaticky uplatňována u dětí; při výuce dospělých však často narážíme na její nerespektování. Zřejmou souvislost lze hledat v nerovnoměrném předchozím stupni poznatků i myšlení v oboru fyziky, byť se jedná o posluchače, kteří všichni úspěšně prošli univerzitním studiem medicíny. V předchozí části předložené práce bylo však poukázáno na to, že i přes veškerou snahu o maximální sjednocení požadavků není a nikdy nemůže být výchozí stav daných znalostí všech absolventů zcela homogenní. Nesmíme zapomínat ani na vnitřní podmínky, ani na vnější determinanty heterogenního stavu fyzikálních prekonceptů posluchačů:

- individuální intelektuální predispozice pro fyzikální poznání a uvažování,
- dosavadní praxe, zkušenosti a názory,
- apriorní úroveň sebehodnocení,
- věk apod.

5.2.9 Zásada trvalosti a operativnosti

Jedná se o trvalé osvojení vědomostí, případně dovedností tak, aby si je posluchač (či frekventant) mohl kdykoliv vybavit a s jistotou použít ve své činnosti. Z literatury (Tomáš, M.: Nauka o dielektrikách ve středoškolské fyzice a v základním vysokoškolském kurzu. Rigorózní práce. PedF ZČU Plzeň, 2010) víme, že efektivnost zapamatování je velmi závislá na výukové metodě:

- | | |
|------------------------|-----|
| ▪ výklad | 5% |
| ▪ čtení | 10% |
| ▪ audiovizuální metody | 20% |

▪ demonstrace, vizualizace	30%
▪ diskuse	50%
▪ praktická cvičení a samostatná tvorba	70%
▪ samostatná tvorba spojená s požadavkem vyučování ostatních	90%

I když o uvedených kvantifikacích můžeme diskutovat, je zřejmé, že pouhý výklad (přednáška) spojený s audiovizuálními technikami nepředstavuje dostatečně vysoký předpoklad trvalosti získaných poznatků. Nezbytné tudíž je využívání nástrojů v podobě diskusí, vhodných demonstrací a vizualizací.

Rovněž lze podporovat praktická cvičení, avšak jen tehdy, pokud je na ně posluchač dokonale připraven, jak svými znalostmi, tak i jejich důkladným pochopením. Pokud tomu tak není a pokud navíc posluchači pracují ve skupinách, kde se vždy profiluje výraznější a schopnější jedinec (vůdčí typ), jedná se o ztrátu času. Pokud je výuka fyziky spojena s praktickými cvičeními u fyzikálně zaměřených lékařských přístrojů, pak je nutné, aby si každý z frekventantů skutečně a reálně nabyté znalosti vyzkoušel a spojil je s osvojením příslušných dovedností.

Kromě uvedených analyzovaných „klasických“ didaktických zásad deklaruje moderní pedagogika řadu dalších, nových didaktických zásad. Toto moderní paradigma zahrnuje např. (Holubová, 29):

- princip společného „konstruování“ poznatků učitelem a žákem,
- princip aktivní role žáků jako objevitelů poznání,
- princip individuálního rozvíjení dispozic žáků,
- princip osobní komunikace žáků s vyučujícím,
- princip týmové spolupráce posluchačů (žáků) ve skupinách,
- programové vyučování, respektive princip společného řešení problému.

Je zřejmé, že velkou část těchto moderních didaktických zásad lze účelně využívat i při dalším vzdělávání lékařů ve fyzice.

5.3 Psychologické aspekty

Pro efektivní výuku je zapotřebí znát a uplatňovat psychologické zákonitosti vyučování. Je známým faktem, že vyučování dospělých jedinců, navíc vyzrálých a vysoce inteligentních, je z tohoto hlediska mnohem snazší, než-li práce s dětmi nebo adolescenty. Přesto je souvislost mezi psychologií a pedagogikou i zde velice úzká a úspěch vyučování je závislý přinejmenším na zvládnutí následujících psychologických aspektů:

- pozornost,
- vnímání,
- paměť,
- myšlení,
- představy,
- tvořivost,
- intuice.

Věnujme tedy těmto aspektům v této souvislosti nezbytnou pozornost.

Patří do skupiny kognitivních procesů, díky jimž jedinec poznává své okolí i sám sebe. Jedná se o mentální poznávací procesy, které mohou být vědomé i nevědomé, racionální, ale i iracionální. Tato velice důležitá oblast psychiky člověka zásadním způsobem ovlivňuje vývoj osobnosti a jeho uplatnění ve společnosti.

Paměť

Uvažujeme-li o roli paměti, pak nesmíme zapomenout na exponenciální křivku zapomínání. Při dalším vzdělávání lékařů je nutno se smířit s tím, že v případě dospělých, plně profesně vytížených jedinců, nelze předpokládat, že bude možno využívat klasické nástroje opakování a procvičování látky. Na druhé straně jde v zásadě vždy o jedince paměťově vysoce predisponované, tudíž je možné účinnou podporu zapamatování probírané látky zařazovat již do rámce prvotního seznamování posluchačů s touto vyučovanou látkou. Jedná se např. o následující nástroje:

- vhodné členění textu,
- trvalá motivace důležitosti a probouzení zájmu a emotivních vazeb k vyučované látce,
- využití proaktivní a retroaktivní interference,
- využití sémantiky jazyka,
- využití asociací a smysluplných souvislostí,
- využití obrazů apod.

Důležité je, aby zapamatování nebylo pouze mechanické, ale bylo vždy spojeno s porozuměním, což je samo o sobě významným mechanismem podporujícím zapamatování i schopnost zapamatované si vybavit.

Vnímání

Z pohledu kognitivních funkcí hraje primární roli vnímání. Smyslové ústrojí tvoří spojení mezi okolním světem a vnitřním životem. Pojem vnímání zahrnuje ovšem i vnitřní stav těla a mysli jedince. Vnímání lze tudíž definovat jako aktivní vytváření smyslového obrazu vnějšího světa, které se uskutečňuje v mozku za zprostředkování jak smyslových orgánů, tak i paměťových stop obrazů věcí a dějů (29). Vjem je psychický obraz objektu existujícího mimo naši mysl a působícího v daném okamžiku na naše smysly.

Vnímání je kognitivní proces zcela zásadní pro poznání a chápání vykládané látky.

Udržení pozornosti čili schopnosti vnímat je u dospělých intelektuálně vyspělých jedinců na vysoké úrovni. Přesto nelze schopnost soustředěného vnímání ani zde přeceňovat a je nutno počítat s nezbytností zařazování přestávek a cíleným využíváním racionálních prostředků posilujících pozornost a schopnost přednášenou látku náležitě vnímat (vhodné prezentace, demonstrace, vizualizace, oslovení vyučovaných, kladení otázek, diskuse s vybraným vyučovaným, zařazení překvapivých sdělení, práce s hlasem, mimoverbální didaktické nástroje, rytmus výkladu apod.).

Představy

Neméně důležité jako vnímání je i tvoření představ. Představa je spojena s vyšším stupněm abstrakce. Je to názorný obraz něčeho, co v daném okamžiku na smysly nepůsobí,

dokonce něčeho, co vůbec objektivně neexistuje, nebo je jen modelem čehosi existujícího. Může přitom jít nejen o statické obrazy, ale o děje, procesy i velmi komplexní imaginace. Teorie představ, vědomých i nevědomých, doslova hýbou moderní psychologii už od dob neurologa, psychiatra a psychologa Sigismunda Freuda (1856 – 1939) a švýcarského lékaře a psychologa Carla Gustava Junga (1875 - 1961).

Z pohledu edukace ve fyzice jsou představy psychologickou premisou prvotní důležitosti. Mnohé z fyzikálních dějů nelze pochopit jinak, než-li na základě složitých a abstraktních představ. Při výuce fyziky pro lékaře je tudíž nutno potřebné představy tvořivě a neotřele předkládat a účinně pomáhat při jejich osvojování posluchači.

Myšlení

Paměť, vnímání a představování vytvářejí spolu s vnitřní i zevní komunikací, řečí a praktickou činností i za přispění různé míry abstrakce vyšší formu poznávání, tj. myšlení. Myšlení můžeme definovat jako „chápání a řešení problémů“ (29). Pak můžeme vyvodit, že funkce myšlení je zaměřena zejména na řešení problémů, konkrétních i abstraktních, přičemž problém je každá nežádoucí situace, která může být změněna na žádoucí, nebo se kterou se lze nějakým jiným způsobem vypořádat. Myšlení pomáhá účelně jednat.

Z tohoto pohledu chápeme i fyzikální myšlení, které se snažíme u lékařů edukačním procesem důsledně podpořit. V zásadě se v psychologii rozlišuje konvergentní a divergentní myšlení, přičemž fyzické konvergentní myšlení probíhá v souladu se známými pravidly a dosavadní empirií, zatímco divergentní myšlení je chápáno jako myšlení tvůrčí, objevné, originální.

Osvojení prvního a podpora druhého je tedy přirozeným cílem pedagoga.

5.4 Edukační cíle

Při každé uvědomělé lidské činnosti by měly být jasně stanoveny její cíle. Nejinak je tomu i ve vyučování a výchově, tedy v edukaci. V rámci pedagogiky jsou edukační cíle definovány jako základní pedagogické kategorie, které vymezují účel a výsledek výuky,

příčemž zahrnují nejen znalosti, případně dovednosti, ale i náležité porozumění, postoje, uznávání jistých hodnot, preferování určitých činností apod.

Edukační cíle výuky fyziky jsou tedy chápány jako relativně stálé změny v osobnosti studenta (žáka, posluchače, frekventanta výuky) realizované v těch oblastech jeho osobnosti, kterých se výuka fyziky dotýká. Jedná se o změny v postojích, ve vědomí a v chování osobnosti, projevující se osvojením nových fyzikálních poznatků, případně dovedností, jakož i rozvojem žádoucích rysů osobnosti. Konkrétně lze spatřovat cíl fyzikálního vzdělávání jako:

„dovednost popsat fyzikální děj nejprve slovně, pak zaznamenat informace týkající se sledovaného děje, provést jejich analýzu i následnou syntézu, začlenit fyzikální děj do širších souvislostí a hodnotit jej“.

Citace z:

Vlachynská, I.: Historie a experiment jako motivační prvek ve výuce magnetismu. Rigorózní práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta pedagogická, Katedra obecné fyziky, Plzeň: 2009.

V našem případě není nutné trvat na slovním popisu a záznamu, ale je třeba zdůraznit cíl porozumění a dodat též požadavek na uplatnění znalostí o daných fyzikálních dějích ve své lékařské praxi.

Edukační cíle se formulují ve třech oblastech:

- kognitivní (osvojení poznání),
- afektivní (vytvoření postoje a přijetí hodnot),
- psychomotorické (vytvoření případných intelektuálně podmíněných a vyspělých psychomotorických, případně ideomotorických schopností).

Systematicky uspořádaný soupis jistých objektů, který dává učiteli prostor sestavovat cíle výuky, vytvářet jejich návaznost a realizovat jejich komplexnost se nazývá taxonomií edukačních cílů. Zřejmě nejznámější taxonomie edukačních cílů byla sestavena americkým psychologem Benjaminem S. Bloomem (1913 – 1999). Skládá se ze šesti hierarchicky

uspořádaných kategorií cílů. Uspořádání těchto cílů je hierarchické, což předpokládá zvládnutí nižší kategorie jako podmínku pro zvládnutí kategorie vyšší:

1. Zapamatování znalostí – od vyučovaného se vyžaduje reprodukce informací.
2. Porozumění – vyžaduje se pochopení, vysvětlení, důkaz, interpretace.
3. Aplikace – vyžaduje se přenos naučeného do nové, jiné konkrétní situace, uplatnění při řešení analogického, ale v konkrétnosti nového problému.
4. Analýza – vyžaduje se rozdělení naučeného na smysluplné dílčí celky, jasné deklarování jejich vztahů a vazeb, odlišení významových hodnot (fakt, hypotéza, obecně platné, dílčí apod.).
5. Syntéza – vyžaduje se skládání dílčích poznatků v nový celek, klasifikace dílčích jevů a jejich nové užitečné kombinace, shrnutí, generalizace (zobecnění).
6. Hodnotící posouzení – vyžaduje se posouzení hodnoty získaných poznatků, myšlenek, způsobů řešení a jejich přínos.

Bloomova taxonomie je ve skutečnosti mnohem složitější, pro naše účely výuky fyziky v rámci jejich dalšího vzdělávání je však tento její přínos postačující. Důležité je též zvážit, že ač je tato unikátní metoda poměrně mladá, byla již několikrát revidována. V roce 2001 byla týmem edukačních psychologů a pedagogů pod vedením Američanů L. W. Andersona (1947) a D. R. Krathwohla (1921) vytvořena nová, revidovaná taxonomie, ze které byla vyloučena položka č. 5 – „Syntéza“ a naopak jako hierarchicky nejvyšší kategorie přidána položka „Tvůrčí činnost“. Zároveň byla taxonomie obohacena o další celou samostatnou kognitivní dimenzi, zahrnující čtyři hierarchicky uspořádané stupně :

1. znalost faktů (*factual knowledge*),
2. znalosti pojmů (*conceptual knowledge*),
3. znalosti postupů (*procedural knowledge*),
4. srovnávání vlastních znalostí s novými (*metacognitive knowledge*).

Jinou modifikací Bloomovy taxonomie je taxonomie cílů v kognitivní oblasti podle polského pedagoga a psychologa Boleslawa Niemierko:

1. úroveň – vědomosti:

- a. zapamatování poznatků,
- b. porozumění poznatkům,

2. úroveň – dovednosti:

- a. používání vědomostí v typových situacích,
- b. používání vědomostí v problémových situacích.

Zvláště tato druhá úroveň taxonomie edukačních cílů v kognitivní oblasti je z pohledu využití naučených fyzikálních poznatků pro lékaře řešící v principu vždy jen typové a problémové situace velmi důležitá.

Rovněž česká pedagogika a psychologie v posledních letech významně přispěla k rozvoji taxonomie edukačních cílů, a to především kognitivní taxonomií edukačních cílů formou učebních úloh:

- 1. Úlohy vyžadující pamětní reprodukci poznatků.
- 2. Úlohy vyžadující jednoduché myšlenkové operace s poznatků.
- 3. Úlohy vyžadující složité myšlenkové operace s poznatků.
- 4. Úlohy vyžadující tvořivé myšlení.
- 5. Úlohy vyžadující sdělení poznatků.

Ad 1. Úlohy vyžadující pamětní reprodukci poznatků:

- 1.1. na znovu poznání,
- 1.2. na reprodukci jednotlivých čísel, faktů, pojmů,
- 1.3. na reprodukci definic, norem, pravidel,
- 1.4. na reprodukci velkých celků, textů.

2. Úlohy vyžadující jednoduché myšlenkové operace s poznatky:

- 2.1. na zjištění faktů (měření, vážení, jednoduché výpočty),
- 2.2. na vyjmenování a popis faktů (výčet, soupis atd.),
- 2.3. na vyjmenování a popis procesů a způsobů činností,
- 2.4. na rozbor a skladbu (analýzu a syntézu),
- 2.5. na porovnávání a rozlišování (komparaci a diskriminaci),
- 2.6. na třídění (kategorizaci a klasifikaci),
- 2.7. na zjišťování vztahů mezi fakty
(příčina-následek, cíl-prostředek, vliv, funkce, užitek, nástroj),
- 2.8. na abstrakci, konkretizaci, zobecňování,
- 2.9. na řešení jednoduchých příkladů (s neznámými veličinami).

3. Úlohy vyžadující složité myšlenkové operace s poznatky:

- 3.1. na překlad (translaci, transformaci),
- 3.2. na výklad, vysvětlení smyslu, významu, zdůvodnění,
- 3.3. na vyvozování (indukci),
- 3.4. na odvozování (dedukci),
- 3.5. na dokazování a ověřování (verifikaci),
- 3.6. na hodnocení.

4. Úlohy vyžadující tvořivé myšlení:

- 4.1. úlohy na praktickou aplikaci,
- 4.2. řešení problémových situací,
- 4.3. kladení otázek a formulace úloh,
- 4.4. na objevování na základě vlastního pozorování,
- 4.5. na objevování na základě vlastních úvah.

5. Úlohy vyžadující sdělení poznatků:

- 5.1. na vypracování přehledu, výtahu, obsahu apod.,

- 5.2. na vypracování zprávy, pojednání, referátu apod.,
- 5.3. samostatné písemné práce, výkresy, projekty atd.

Uvedená kognitivní taxonomie edukačních cílů formou učebních úloh je jedním z významných děl české psycholožky a pedagožky Prof. PhDr. Dany Tollingerové, CSc. (1927 – 2004).

Pro náš účel dosažení edukačních cílů při výuce fyziky při procesu dalšího vzdělávání lékařů oboru RFM ve fyzice se budeme přirozeně snažit využít veškerých možných taxonomií edukačních cílů a zároveň se budeme opírat o klasickou představu využití poznávacích metod, kdy jsou poznávací vyučovací metody v zásadě shodné s hlavními metodami vědecké práce. Jedná se o následující kategorie:

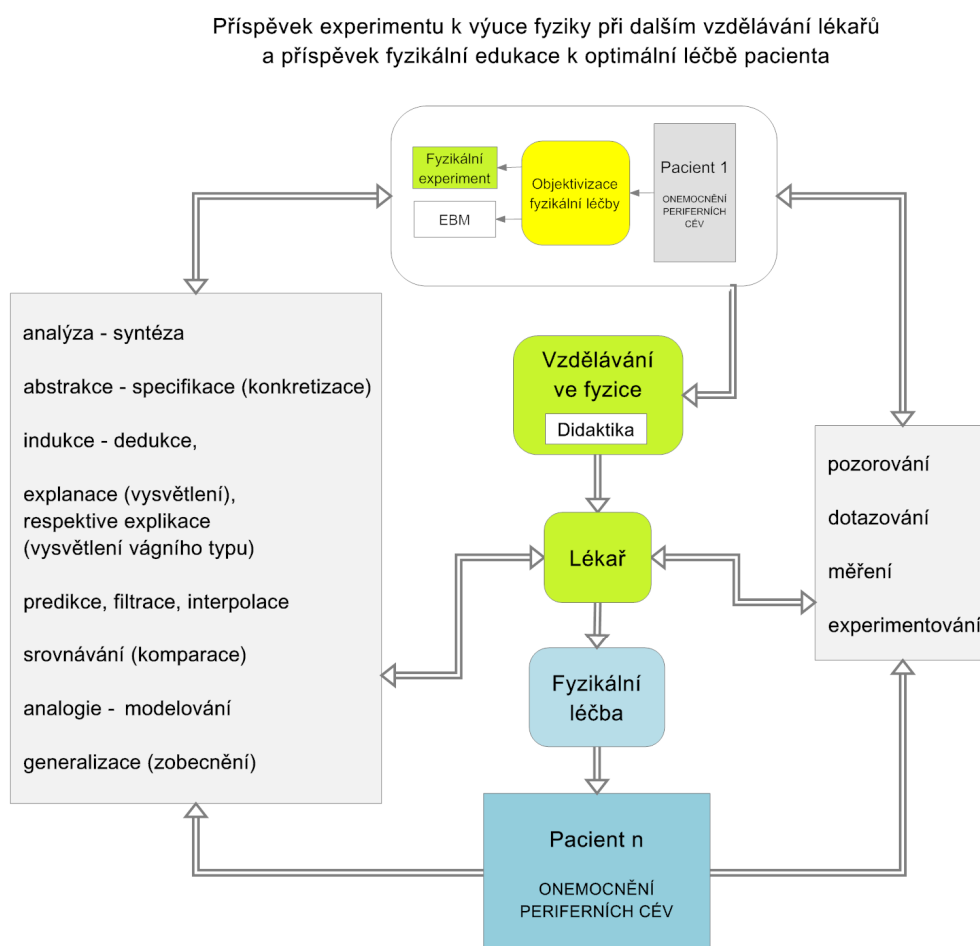
- analýza,
- syntéza,
- abstrakce ,
- specifikace (konkretizace),
- indukce,
- dedukce,
- explanace (vysvětlení), respektive explikace (vysvětlení vágního typu),
- predikce,
- srovnávání (komparace),
- analogie,
- modelování,
- generalizace (zobecnění).

Jsou to kategorie vyjadřující metody logického typu, které zahrnují množinu metod využívajících principy logiky a logického myšlení. Jednotlivé myšlenkové pochody jsou obvykle chápány ve dvojicích a nelze je pak chápat odděleně, izolovaně. Naproti tomu metody empirické jsou založeny na bezprostředním živém obrazu reality, na:

- pozorování,
- dotazování,

- měření,
- experimentování.

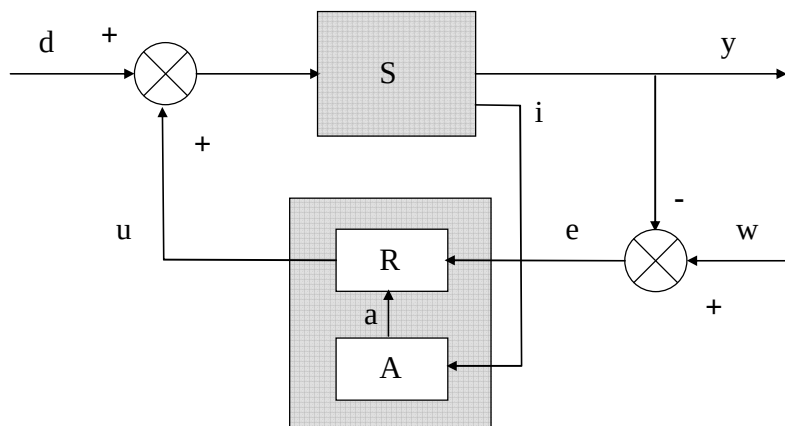
Výuka fyziky zaměřená na lékaře a uskutečňovaná v rámci jejich dalšího nezbytného vzdělávání má svůj edukační cíl zaměřený především do lékařovy praxe. Základní poznávací metody, v zásadě shodné s metodami vědecké práce, tedy musí provázet jak vlastní edukaci lékařů-posluchačů ve fyzice, tak i uplatnění těchto znalostí a dovedností v praxi lékaře oboru RFM, a to jak již při samotném výběru fyzikálně-léčebných metod, tak i při jejich aplikaci na konkrétního pacienta, stejně tak jako při vyhodnocování výsledků této aplikace – tedy výsledků konkrétní formy fyzikální léčby i při jejím dalším průběžném, můžeme též říci „zpětnovazebním“ zdokonalování. Pochopit tento širší edukační cíl a záměr pro konkrétní situaci příspěvků experimentu k výuce fyziky může pomoci diagram na následujícím obrázku:



Obrázek 6 :

Příspěvek experimentu k výuce fyziky pro lékaře oboru RFM a příspěvek fyzikální edukace k léčbě pacienta.

Zmínku o zpětnovazební kontrole a řízení procesu fyzikální edukace i procesu léčby pacienta fyzikálními prostředky je možno upřesnit pomocí klasického pojetí zpětnovazebního řízení.



w	požadovaný výstup
u	akční veličina
y	skutečná výstupní veličina
d	porucha, nepříznivá změna v okolí působící řízený objekt
$e = w - y$	regulační odchylka
i	průběžná informace o změnách řízeného systému
a	signál pro autoadaptivní změnu parametrů nebo struktury regulátoru
S	řízený systém
R	regulátor
A	blok autoadaptace

Obrázek 7:

Princip zpětnovazebního řízení s autoadaptací parametrů nebo struktury regulátoru.

V samotném edukačním procesu lze považovat za požadovaný výstup (w) příslušné edukační cíle. Ty by měly být totožné s výstupem (y) řízeného systému (S), kdy za řízený systém považujeme vyučovanou osobu. Aby se tomu tak skutečně stalo zajišťuje regulátor (R), představovaný vyučujícím. Ten generuje akční veličinu (u), která je totožná se samotným procesem vyučování. Toto pedagogické působení není ovšem recipientem (řízeným systémem S) přijímáno dokonale, ale v součtu s nejrůznějšími rušivými vlivy a nedokonalostmi, modelovanými poruchovými veličinami (d). Díky jim se ovšem z vyučovacího procesu řízeného subjektu (S) nerealizuje ideální výstup (w), ale reálný výstup (y). Rovněž samotná

akční veličina může být příliš slabá nebo naopak silná, nebo i kvalitativně odlišná, což opět rezultuje do velkého rozdílu mezi požadavkem na výstup (w) a jeho skutečným stavem (y). O velikosti regulační odchylky ($e = w - y$) se vyučující (R) průběžně dozvídá (testy, zkoušení, pozorování vyučovaných a jejich výsledků) a dle velikosti této odchylky generuje kvalitu i kvantitu svého dalšího edukačního snažení, čili neustále upravovanou, zdokonalovanou akční veličinu (u).

Dosud popsany model však čerpá informace o řízeném systému (S) – vyučovaném subjektu – jen a pouze z výsledků jeho práce (y). O něm samotném a jeho vnitřních změnách neví nic. Přitom změny uvnitř řízeného, vyučovaného subjektu mohou být pro minimalizaci regulační odchylky (e) velmi významné. Reálný řídicí systém procesu vyučování musí mít proto i tuto informaci (i), kterou zpracovává v tzv. bloku autoadaptace (A). Výstup z tohoto bloku (a) pak dovoluje měnit parametry či strukturu samotného regulátoru, čili činit adaptivní změny v samotné pedagogické koncepci a váhách a míře uplatňování jednotlivých didaktických zásad.

Přirozeně by bylo možno vytvořit i mnohem složitější regulační modely, ale jako pomůcka pro pochopení a uplatnění principů regulace a řízení edukačního procesu nám uvedený model postačuje. S jeho pomocí však můžeme zcela obecně modelovat i proces uplatnění získaných znalostí a dovedností v praxi, tedy v práci lékaře oboru RFM. Pak je ovšem regulátorem (R) sám lékař ve spojení s aplikovanou fyzikálně-léčebnou metodou, jejíž preskribované parametry se na pacientovi – řízeném systému (S) uplatňují prostřednictvím akční veličiny (u) zhmotněné v reálném světě fyzikálním působením dané terapie na pacienta. Toto působení může být ovšem málo účinné nebo naopak i škodlivé, takže se požadovaný výstup (w) neobjeví nebo se neobjeví v potřebné míře či se projeví dokonce v míře poškozující. Stejně tak se mohou projevovat nejružnější rušení z okolí (d), představované například nesprávně podanou procedurou, poruchou fyzikálně-léčebného přístroje apod. Rovněž v samotném řízeném systému (S), tedy pacientovi, mohou nastávat změny (například spontánní úzdrava nebo naopak vznik dalších patologických příznaků, komorbida). O těchto změnách je regulátor – lékař (R) informován prostřednictvím subbloku autoadaptace (A), který mu umožní činit změny v parametrech nebo celé struktuře léčby.

Obě aplikace kybernetického modelu řízení využívané v edukaci i v jejím praktickém uplatnění u lékařů oboru RFM (a rovněž ve vigilanci těchto metod) jsou velmi hrubými a

nedokonalými nástroji. Ovšem umožňují nám podívat se na proces edukace i jejího praktického uplatnění z jiné stránky – stránky toku informací a jejich souvislosti se zpětnovazebním řízením systémů směrem k požadovaným cílům.

5.5 Management vyučování

5.5.1 Management psychologie a psychologicko-sociálních behaviorálních přístupů

Vyučující se při své práci s vyučovanými neobejde bez řídicí složky své práce. Jedná-li se o práci s dospělými, zralými lidmi můžeme tedy bez obav hovořit o managementu. A protože se jedná o management lidí, v našem případě lidí dospělých, vysoce kvalifikovaných, vynikajících velkým pracovním potenciálem v oboru vyžadujícím rozsáhlé a hluboké znalosti i vyspělé dovednosti, lze zde účelně využívat managementu psychologie a psychologicko – sociálních behaviorálních přístupů blízkých metodám řízení pracovních týmů v podnicích, tedy management psychologie a psychologicko-sociálních behaviorálních přístupů jako součást šířeji pojatého managementu podniků.

Kořeny výrazu management sahají až k latinskému slovu manus (ruka). Dodatečně potom navázala např. taková slova jako maneggiare (spravovat, ovládat) nebo maneggio (správa, ovládání, vedení). Dnešní termín management je odvozen od anglického vícevýznamového slovesa „to manage“, které vyjadřuje:

- řídit, vést, spravovat,
- ovládat, vládnout,
- hospodařit,
- zařídit,
- zvládnout,
- dosáhnout účelu,
- umět si pomoci.

Management se nejčastěji definuje jako ucelený soubor ověřených přístupů, názorů, zkušeností, doporučení a metod, které vedoucí pracovníci užívají ke zvládnutí specifických činností, jež jsou nezbytné k dosažení soustavy cílů organizace prostřednictvím spolupracujících nebo podřízených pracovníků. Tradičně je management chápán jako proces plánování, organizování, přikazování, koordinace a kontroly (Henri Fayol, 1841 – 1925). Management je rovněž chápán jako věda o tom, co činit aby bylo dosaženo jistých cílů. Za zakladatele tohoto moderního vědeckého oboru se kromě ekonoma Henri Fayola považuje Američan Frederick Winslow Taylor (1856 – 1915) a německý sociolog Max Weber (1864 – 1920).

Bezkonkurenčně nejvýznamnější a nejkomplikovanější složkou řídicí a organizační práce vyučujícího je oblast lidského jednání. Sféra psychologie přibližuje především otázky týkající se vedením lidí, zejména poznání toho, co lidi motivuje. Historicky postupně v této sféře poznání vykrytalizovaly čtyři soubory představ o lidech tvořících jakýkoliv organizovaný tým:

- racionálně - ekonomický člověk,
- sociální člověk,
- sebeaktualizující se člověk,
- komplexní člověk.

5.5.2 Racionálně - ekonomický člověk

Racionálně - ekonomický člověk zaměřuje svoji činnost především tak, aby uspokojil svoje potřeby a zájmy. V souvislosti s tím vylovil americký psycholog Douglas McGregor (1906 – 1964) svoji teorii osobností typu X a Y.

Člověk typu X je ve své podstatě líný, jakoukoliv práci – tudíž i učení - považuje za nutné zlo, sloužící především k obživě. Práce ho nebaví a snaží se jí vyhnout. Musí být proto neustále motivován vnějšími pobídkami, často i negativními. Dává přednost klidu a jistotě a vyhýbá se tudíž odpovědnosti i vlastnímu rozhodování. Vyhovuje mu tedy, je-li někým řízen.

Protože má k práci i k učení v zásadě odpor musí být neustále kontrolován, usměrňován a musí mu hrozit průběžné postihy.

Člověk typu Y nebere svoji práci, respektive studium pouze jako zdroj obživy, ale má ji za příležitost k uplatnění svých znalostí a schopností, tedy ke své seberealizaci. Není tudíž nutná jeho průběžná kontrola a hrozba trestu, neboť je schopen do jisté míry kontrolovat sám, zda výsledky odpovídají tomu, s čím se sám ztotožnil. Za běžných podmínek je připraven přijmout odpovědnost a projevená důvěra jej zavazuje i stimuluje. Práci i učení potom věnuje značné úsilí, přistupuje k ní tvořivě a s důvtipem.

Tato teorie, byť omezená a schématická, přináší pro vedoucího pracovníka, respektive učitele, úkol umět své podřízené, spolupracovníky, respektive studenty, do příslušných skupin zařadit, reálně odhadnout očekávání, a odpovídajícím způsobem s nimi jednat.

V našem případě lze při výuce dospělých, vysoce kvalifikovaných osob provozujících odborně náročnou a společensky mimořádně významnou profesi lékařů přepokládat, že se budeme setkávat převážně s typy Y a tomu je třeba přizpůsobit i vlastní didaktický přístup. Přesto je třeba počítat s tím, že ne vždy je typ osobnosti Y dostatečně vyvinut a že i naše pedagogická práce může ve vývoji jedince tímto směrem sehrát významnou roli.

5.5.3 Sociální člověk

Představa o sociálním člověku se opírá o rozsáhlé empirické zázemí, jehož výsledkem bylo zjištění, že pracovní motivace, produktivita a kvalita práce i učení jsou obvykle v přímém poměru ke společenským vztahům mezi pracovníky a mezi pracovníky a jejich představenou, řídicí osobou. Motivace k práci, učení, produktivita učení a jeho kvalita rovněž velmi úzce korelují se společenským očekáváním člověka (očekávání uznání, očekávání lepších podmínek, očekávání radosti z úspěchu, touha po užitečnosti, seberealizaci a uplatnění, ...). Očekávání je mnohdy mohutnějším stimulem než jeho naplnění (které často působí jen krátkodobě).

Hlavním autorem těchto hypotéz je americko – australský psycholog a sociolog, který působil na univerzitě v Harvardu, Elton Mayo (1880 – 1949). Výzkum skupinového chování dále pokračoval i v 60. a 70. letech minulého století (například anglický psychoanalytik Wilfred Bion, 1897- 1979). Svoji roli zde sehrál i výzkum etologie zvířat, kterým proslul zejména rakouský zoolog a filosof s českými kořeny Konrád Lorenz (1903 – 1989). Dynamika chování skupin byla shrnuta do čtyřech stádií:

- Každá skupina obdržela svůj úkol a začala jej řešit.
- Dříve nebo později se objevily snahy se úkolu vyhnout, což se ve skupině dělo zhruba čtvrtým způsobem:
 - Útěkem od obtížných témat nebo obtížných prací.
 - Bojem kdy někteří ve skupině se snaží přesvědčit jiné o své pravdě, za níž se skrývá snaha vyhnout se úkolu a nastává chaos.
 - Tvořením aliancí (dvou, tří či více členných podskupin), které se snaží najít cestu vyhnout se úkolu, a tím další vývoj skupiny brzdí.
 - Závislostí, kdy členové skupiny raději spoléhají na vůdce, než-li na sebe, ačkoliv to k vývoji skupiny nijak nepřispívá.
- Pokud žádná z uvedených snah vyhnout se úkolu nenajde svého naplnění, protože vedoucí skupiny vede skupinu dále směrem k plnění úkolu, objeví se touha skupiny vedoucího potlačit, „zlikvidovat“, neboť skupina odmítá přistoupit na jeho požadavky. Vychází se přirozeně z toho, že vedoucí skupiny je spíše typu Y, zatímco členové skupiny jsou spíše typu X. Psychosociální behaviorální fakta mají však bohužel značně obecnější platnost.
- Po delším nebo kratším období, během něhož vnitřní i vnější podmínky umožňují vedoucímu trvat na splnění úkolu, se u většiny členů skupiny vykrystalizuje vědomí nezbytné účasti každého v žádoucí podobě a s potřebnou spoluodpovědností na splnění úkolu. Vzniká tak skutečný efektivní pracovní (studijní) tým.

Je zřejmé jak obtížnou entitou je skupina (tým) i role vedoucího (učitele) v ní. Ústředním problémem je dosáhnout toho, aby skupina vzala úkol za svůj.

5.5.4 Sebeaktualizující se člověk

Další rozvoj psychologicko-sociálních přístupů k managementu byl dílem amerického psychologa rusko-židovského původu Abrahama Maslowa (1908 – 1970). Stanovil pět základních skupin potřeb sebeaktualizujícího se člověka, které od základních k nejvyšším uspořádal takto:

- Fyziologické potřeby (jídlo, pití, teplo, spánek, atd.).
- Potřeba jistoty a bezpečí (neohrožení, obživa, bydlení, zdravotní péče apod.).
- Sociální potřeby (pocit přijímání od ostatních lidí a jejich pozitivního vztahu, lidské zázemí, lidské společenství, atd.).
- Potřeby uznání a vážnosti (naplnění pocitu užitečnosti člověka a tomu odpovídající úcta a vážnost jeho okolí).
- Potřeby seberealizace (míra využití osobního potenciálu, osobního rozvoje atd.).

Abraham Maslow chápal tuto soustavu jako integrovaný systém hodnot, které se dotýkají každého člověka. S různou mírou intenzity probíhají u člověka souběžně, mohou se i do značné míry prolínat a překrývat. Je-li některá ze skupin naplněna, přestává obvykle působit jako stimul a její místo zaujímá nejbližší vyšší skupina. Důležitý je pyramidovitý charakter horizontálních závislostí, vyjadřující hierarchii i návaznost hodnot.

5.5.5 Komplexní člověk

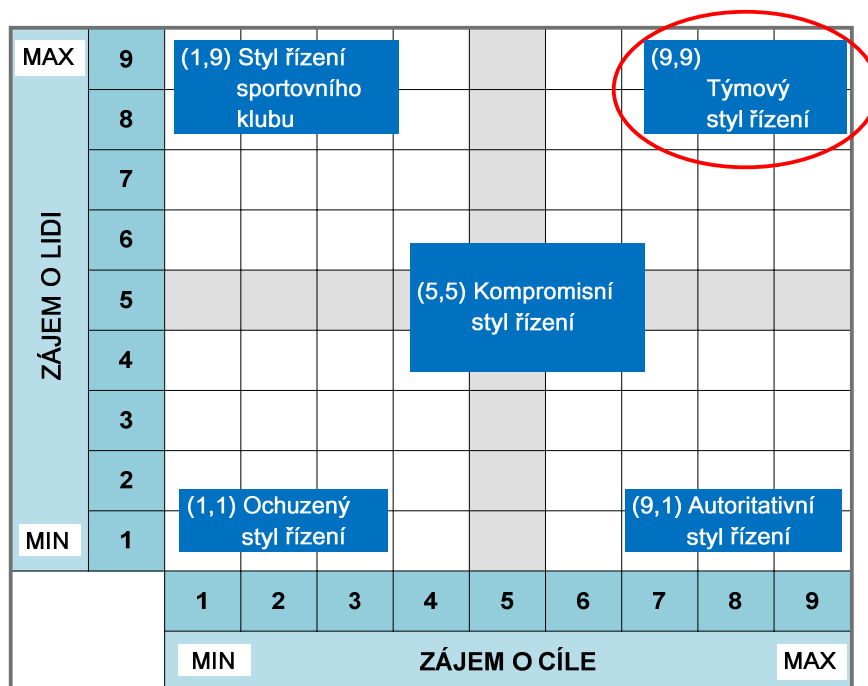
Cesty usilující o poznání člověka a jeho role v jakékoliv organizované činnosti (tedy i v procesu učení ve skupině) vrcholí kategorií člověka komplexního. Člověk není jen komplexní, nýbrž i velmi proměnlivý. Má mnoho motivů, které jsou uspořádány do určité hierarchie osobní důležitosti, ale tato hierarchie se v různé době a v různé situaci mění.

Motivy spolu souvisejí a kombinují se. Člověk může přijmout mnoho druhů řídicích strategií v závislosti na svých motivech, schopnostech a povaze pracovního, respektive učebního úkolu. Neexistuje tedy jediná správná řídicí strategie, která by byla provždy vhodná pro všechny lidi.

K lepšímu pochopení komplexního člověka přispěla též koncepce tzv. „managerské mřížky“ (obrázek 8), která charakterizuje různé styly řídicí práce vedoucích. Na jejích osách jsou jednak faktory, které představují zájem vedoucího o lidi, čili vyučujícího o členy vyučované skupiny (vertikální osa), jednak faktory ukazující na zájem o vlastní úkol, řešení situace, tedy edukační cíl (horizontální osa). Souvislosti, které z toho vyplývají jsou patrné ze čtyřech kvadrantů, které naznačenou konfrontací vzniknou:

- ochuzené řízení,
- autoritativní styl řízení,
- styl řízení „společenského nebo sportovního klubu“,
- týmový styl řízení.

Na průsečíku kvadrantů se nalézá tzv. kompromisní styl řízení, který je však obvykle stylem přechodovým, kdy skupina stojí před problémy, ať již pozitivními či negativními.



Obrázek 8: Koncepce „managerské mřížky“ využitelné pro výuku ve skupině.

Volba stylu řízení musí koincidovat s charakterem řízeného týmu, skupiny, a v některých případech i s charakterem řešené situace. Úspěšný vedoucí, respektive úspěšný vyučující musí být proto i úspěšný diagnostik. Musí být schopen vnímat řízenou skupinu i její jednotlivé osobnosti tak, aby dovedl k lidem přistupovat individuálně a diferencovaně. Praktickým průmětem znalostí o lidech v týmech a metodách, kterými je zhodnocujeme, je personální řízení, čili řízení lidských zdrojů (personální management), který velmi úzce souvisí s celkovou kulturou, společenskou a týmovou identitou a vnitřními i vnějšími vztahy skupiny k veřejnosti, což je pro lékařské povolání vyučovaných osob zvláště důležitým momentem. Neméně důležitým faktorem je to ovšem i pro jejich vyučujícího. V této souvislosti je nutné zdůraznit i význam etiky, a to jak v předávaných znalostech a dovednostech, tak i v samotném didaktickém přístupu vyučujícího.

5.5.6 Pragmatický management

K řízení pracovních a studijních skupin, týmů, lze ovšem přistupovat i cestou zobecňování empirických poznatků, zkušeností získaných přímo při vlastní řídicí práci. Pragmatický management staví na tom, že řízení v jakékoliv organizaci je více uměním a otázkou zkušenosti (empirie), ale že tomuto umění se lze naučit. Nejvýznamnějším představitelem tohoto směru je americký filosof a ekonom rakouského původu Peter Ferdinand Drucker (1909 – 2005), který zdůrazňuje zejména hospodárné využívání času, organizované úsilí násobící síly všech zúčastněných osob a koncentraci na priority, na rýsující se šance a na budoucnost. Je známý jeho výstižný závěr, že nestačí dělat jen věci správně, ale především je třeba dělat správné věci. Mezi „správné věci“ řadí zejména orientaci na příležitosti, které obstojí i v budoucnosti. Příležitosti rozlišuje na:

- **přidatné** (umožňují lépe využívat zdroje, ale nejsou prioritní),
- **doplňující** (výrazně mění chod skupiny, týmu či organizace, poněvadž nabízejí něco nového, významného, ale jsou už spojeny s určitým rizikem),
- **převratné** (mění celý tým, celou skupinu či organizaci, ale jsou velmi rizikové, avšak potenciálně nezbytné).

Také rizika v jakékoliv pracovní skupině či při jakékoliv činnosti Drucker rozlišuje, a to na čtyři druhy:

- riziko které musíme podstoupit, protože patří k povaze činnosti (zde vyučování, předávání znalostí, dovedností, dosahování edukačních cílů v oboru fyzikálního vzdělávání lékařů oboru RFM),
- riziko které si můžeme dovolit,
- riziko které si nemůžeme dovolit,
- riziko které si nemůžeme dovolit nepodstoupit.

Kruh kauzalit souvisejících s potřebou dalšího vzdělávání lékařů ve fyzice se však uzavírá, neboť P. F. Drucker tvrdí:

„Stěžejní podmínkou pro rozhodování tohoto druhu (rozhodování o příležitostech a rizicích) jsou znalosti.“

Na konci bilance v této kategorii musí být tudíž nalezeny odpovědi na dvě otázky:

- Co tvoří naši specifickou znalost a tudíž i naši specifickou přednost?
- Co neumíme a jak to obejdeme nebo napravíme?

Středem celoživotního zájmu P. F. Druckera však nebyly jen faktory umožňující přežití a optimální fungování lidských skupin, spojených prací, ale přežití lidské společnosti jako celku. Pro převratnou dobu, které jsme účastníky, používá Drucker termín turbulentní. Za první úkol jakéhokoliv řízení, zobrazení snažení, v této turbulentní době, v těchto turbulentních podmínkách, pak považuje přežití smysluplných činností a smysluplných organizací lidí (edukace, medicína, výroba,), zajištění jejich strukturální síly a solidnosti, schopnost vzpamatovat se z obdržených úderů, přizpůsobit se náhlým změnám a chopit se nových příležitostí. Turbulenci má za jev svoji podstatou nepravidelným, nelineárním a nevypočitatelným, který je však možné analyzovat, předpovídat a řídit jeho základní příčiny. Za strategii pro zítřek považuje přeměnu turbulence v příležitost.

Současný rozvoj fyziky a technických realizací jejích poznatků v medicíně přímo vybízí k využití těchto převratných možností pro lidsky, eticky i ekonomicky účelné a užitečné cíle.

Úspěch tohoto snažení je ovšem podmíněn náležitou edukací kvalifikovaných lékařských specialistů. Nezbytnost edukace je opět další, novou příležitostí, jejíž správné uchopení a zvládnutí může zásadním způsobem přispět ke snižování nežádoucích turbulencí v současném světě.

6 Role experimentů při didaktickém postupu objektivizace účinků vakuově-kompresní terapie s cílem dalšího vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicína

6.1 Úvodní motivace

Onemocnění cév dolních i horních končetin, popřípadě i onemocnění končetin jiné etiologie, spojená s účastí poruch prokrvení, představují značný medicínský i společensko-ekonomický problém. Jedná se především o periferní arteriální onemocnění (PAD – peripheral arterial diseases), většinou ischemická onemocnění dolních končetin (ICHDK), která v různé formě a intenzitě postihují až 20 % populace starší 60 let, což ve vyspělých zemích světa představuje zhruba 5 % populace (127). I přes obrovský pokrok invazivních metod léčby je nesporné, že nezanedbatelná část těchto pacientů může být léčena výlučně metodami konzervativními, mezi kterými zvláštní místo zaujímá léčba fyzikální (např. 3, 10, 12, 13, 19, 35, 55, 62, 75, 90, 91, 92, 93, 96, 103, 118, 123). Ovšem fyzikální terapie je potřebná i z hlediska primární a sekundární prevence PAD a též jako součást komplexní léčebné a rehabilitační péče o operovaného pacienta v době před i po operaci.

Kromě těchto organických poruch tepen končetin se lze často setkat i s poruchami funkčními, tedy vazospastickými a vazoneurotickými onemocněními. Výskyt těchto onemocnění spojených s hemodynamickou významností se statisticky odhaduje kolem 5 %

z celkového počtu obyvatel (127). Mimo to se často vyskytují i vazoneurózy profesní (profesní traumatická vazoneuróza). Ty představují kolem 16 % všech profesních onemocnění (127). Jde především o postižení pracovníků s vibračními nástroji. Počet nehlášených případů bude však pravděpodobně vyšší.

Mimořádně závažný je problém periferních komplikací diabetu. Ty se týkají jak diabetické neuropatie, tak i stavů vedoucích ke vzniku diabetické ulcerace (diabetická noha). Incidence periferních diabetických polyneuropatií u diabetiků dosahuje až 50 % (127).

Diabetickou nohou trpí kolem 10 % diabetiků (127). Výskyt diabetu je v našich podmínkách zjišťován u 8 - 9 % celkové populace. V České republice je z důvodů vážných komplikací diabetu směřujících ke vzniku diabetické nohy léčeno kolem 50 000 pacientů; pro vážné projevy senzomotorické neuropatie je léčeno kolem čtvrt milionu pacientů ročně (statistické údaje se pohybují kolem 27 %, skutečný výskyt potíží je však zřejmě ještě vyšší). Počet amputací dolních končetin z důvodů diabetické nohy z přibližně 4 500 amputací v roce 1995 vzrostl až na více než-li 10 000 amputací v roce 2011 (127). Rovněž ve zdravotnický mimořádně vyspělých zemích (např. USA) bylo i přes veškerou lékařskou péči a více než-li 40% nárůst náročných cévních operací dosaženo jen zhruba 10% poklesu počtu amputací dolních končetin z důvodů těžké nedokrevnosti (10, 111, 112, 113).

Z venózních onemocnění končetin je nejčastěji zastoupena chronická žilní nedostatečnost (CVI, chronic venous insufficiency), která v závažné podobě postihuje až 5 % populace (127). Výskyt venózních ulcerací se objevuje zhruba u 1 % populace. Ovšem nejen čistě venózní, ale často i lymfovenózní a lymfatická onemocnění představují významný podíl nemocí končetin s účastí cirkulace krve a lymfy. Výskyt lymfedémů končetin činí v populaci přibližně 0,5 % (127). Jde přitom převážně o následky onkochirurgických operací u žen (ablace mamy, gynekologické operace). K tomu je nutno uvážit ještě lymfedémy primárního charakteru, jejichž výskyt v populaci činí zhruba 0,1 % (127).

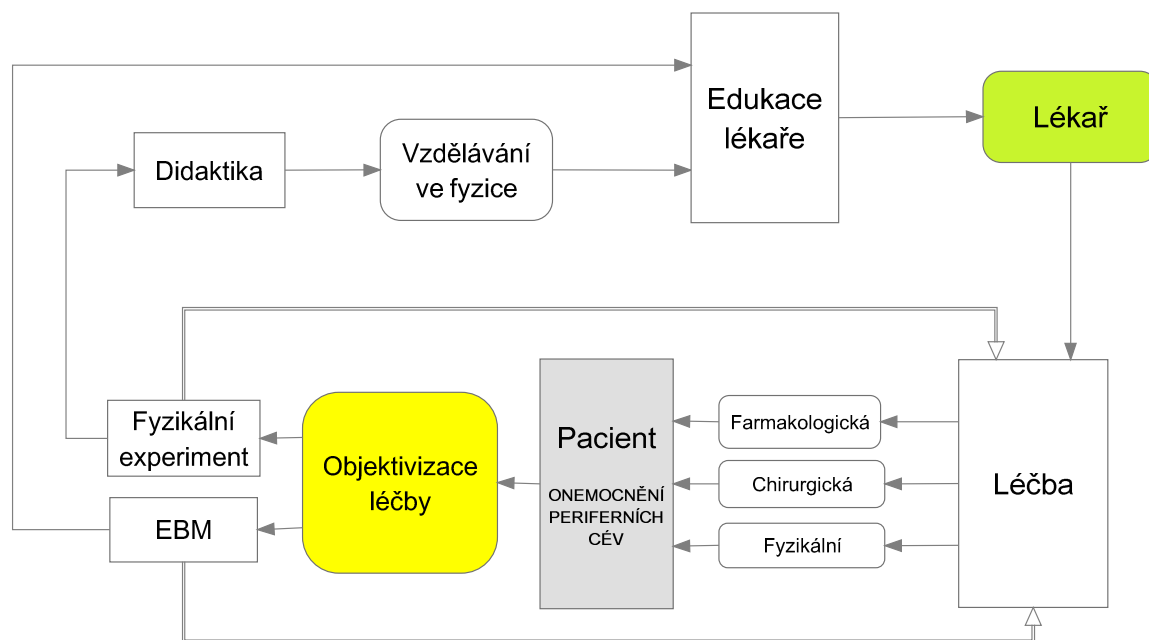
Rovněž na mnohých onemocněních pohybového aparátu končetin nese svůj podíl jejich špatné prokrvení a trofika. Pokud by se dařilo účinně zlepšovat prokrvení a tím trofiku a metabolismus končetin, lze předpokládat prokazatelně příznivý efekt u řady degenerativních onemocnění kloubů, šlach, vazů, svalů a dalších struktur pohybového aparátu končetin. Přitom se onemocnění pohybového aparátu týká až 30 % populace a zhruba pro 3 %

populace představuje trvalé a závažné postižení (127). Bolestivé projevy těchto onemocnění na distálních částech končetin (ruka, předloktí, loket, hlezno, lýtko, koleno) představují asi čtvrtinu těchto případů, což znamená zhruba 5 % celkové populace. K této kategorii je možno přiřazovat i případy úžinových syndromů, nejčastěji postižení karpálních tunelů (až 5 % populace). V těchto případech jde sice o onemocnění periferních nervů spojené s jejich anatomickým umístěním, dovolujícím relativně snadné mechanické poškození nervu, ovšem cévní složka zde z hlediska etiologie choroby i z hlediska její léčby hraje významnou roli. Podobné případy představují i další kompresivní syndromy. Svým způsobem je těmto případům etiopatogeneticky blízký útlak nervů procházejících mezi obratli páteře, spojený s krutými bolestmi zad, s postižením inervované končetiny a s rizikem určité míry poškození mechanicky namáhaného nervového výběžku. Tyto případy se mohou týkat až 15 % populace, z nichž nejméně 1/3 bývá torpidních. Ačkoliv se přirozeně nejedná o primárně cévní onemocnění postižené končetiny, přesto však léčebné nastolení významně zlepšeného periferního prokrvení vytváří předpoklady k rychlejší obnově funkce postiženého nervu, což je velmi důležité z hlediska reversibilního průběhu onemocnění a rychlého dosažení úzdravy „ad integrum“. Podobně je tomu s celou řadou etiopatogeneticky rozmanitých periferních neuropatií a polyneuropatií.

K onemocněním končetin, jejichž etiologie je spojena s cirkulační složkou, prokrvením a zásobováním kyslíkem a živinami lze řadit i následky některých traumat a pooperačních stavů na končetinách. Jedná se zejména o poúrazové stavy spojené s otokem končetiny, fraktury kostí končetin, poškození kloubů, šlach, vazů, periferních nervů a svalů, kontuze, hematomy v oblasti končetin, následky řezných poranění apod. Statisticky se jedná zhruba o 2,5 % populace ročně (127).

Možnosti léčení cévních onemocnění končetin zahrnují přirozeně farmakologický přístup, režimové změny ve způsobu života pacienta a v případě nezbytnosti i invazivní chirurgické řešení. Ovšem pro léčbu cévních onemocnění končetin je specifický i vysoký podíl uplatnění léčebně-rehabilitačních a fyzikálně-léčebných metod. Prakticky ve všech indikacích hrají důležitou roli rehabilitační tělesná cvičení. Z pohledu fyzikální léčby se dále využívá především různých druhů fyzikálních energií, například elektřiny, ultrazvuku, laserového záření, působení chladu nebo tepla, magnetického pole, elektromagnetického pole apod. (10, 12, 13, 19, 55, 62, 90, 91, 92, 93, 96, 103, 118). Léčebné působení těchto vlivů je ve většině případů zprostředkováno reakcí vegetativního nervového systému. Přímý vliv na

cévy končetin, který by rezultoval v signifikantní zlepšení prokrvení, lze obvykle jen stěží prokázat (90, 91, 92, 93, 118). Roli zde hraje rovněž odkladný efekt; účinek je často vysoce individuální, obtížně měřitelný, s malou mírou reprodukovatelnosti. Proto metody fyzikální terapie nemají vždy tu vážnost, jakou se pyšní jiné léčebné metody.



Obrázek 9:

Role fyzikálního experimentu pro objektivizaci fyzikální léčby pacienta i pro didaktické využití při dalším vzdělávání lékařů ve fyzice.

V této souvislosti se však významně vymezuje působení střídavého mechanického přetlaku a podtlaku na končetinu, tedy fyzikálně-léčebná metoda označovaná obvykle termínem vakuově-kompresní terapie. Budeme-li ovšem předpokládat vysokou účinnost této fyzikálně-léčebné metody, pak musíme především dokázat její přímé hemodynamické efekty na oběhové poměry v končetině. Starší i novější experimenty a studie nám k tomuto cíli poskytují dostatek dosud nezpracovaných podkladů. V následujícím textu se tudíž pokusíme zodpovědět jednu ze zásadních otázek:

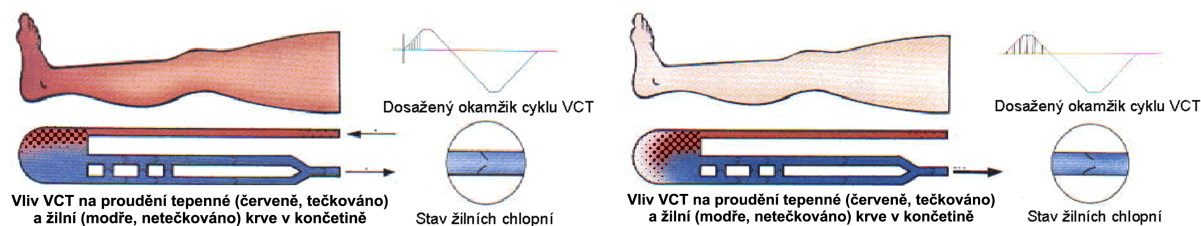
Jak a nakolik dokáže vakuově-kompresní terapie pasivními mechanismy svého působení zvýšit objem arteriální krve s utilizovatelným kyslíkem v léčené končetině?

6.2 Didaktický rozbor provedených biofyzikálních experimentů

6.2.1 Aplikovaná metodika a materiál

O vakuově-kompresní terapii se v odborné literatuře nepíše příliš často, ačkoliv se jedná o jednu z nejlépe vědecko-výzkumně podložených fyzikálně-léčebných metod. Přesto v našem i světovém písemnictví najdeme řadu prací, které vesměs významně dokazují její vysokou léčebnou účinnost a účelnost jejího využití (3, 10, 12, 13, 19, 35, 55, 62, 75, 90, 91, 92, 93, 96, 97, 103, 118, 123). Vakuově-kompresní terapie (VCT) je založena na střídání fáze podtlaku a fáze přetlaku v aplikátoru, ve kterém je léčená končetina hermeticky utěsněna a vystavena tak řízenému působení periodicky se střídajícího hyperbarického (přetlakového) a hypobarického (podtlakového) prostředí. Principem metody vakuově-kompresní terapie je tedy cyklicky se opakující působení hyperbarického a hypobarického prostředí na ošetřovanou dolní nebo horní končetinu. Léčená končetina je obvykle uložena v průhledném polymetylmetakrylátovém aplikačním válci a je hermeticky utěsněna pryžovou nafukovací manžetou, vloženou v hrdle tohoto válce. V minulosti bylo značným problémem, do určité míry limitujícím použití vakuově-kompresní terapie, zaškrcení léčené končetiny těsnicí nafukovací manžetou. U moderních přístrojů pro vakuově-kompresní terapii je tento problém řešen tak, že těsnicí tlak v manžetě je elektronickým řídicím subsystémem dynamicky a adaptivně minimalizován. Technické podmínky podávání procedury jsou tedy plně fyziologické, čímž se možnost indikací přístroje významně rozšiřuje (např. flebologičtí pacienti s otoky dolních končetin nebo algodystrofické syndromy horních končetin).

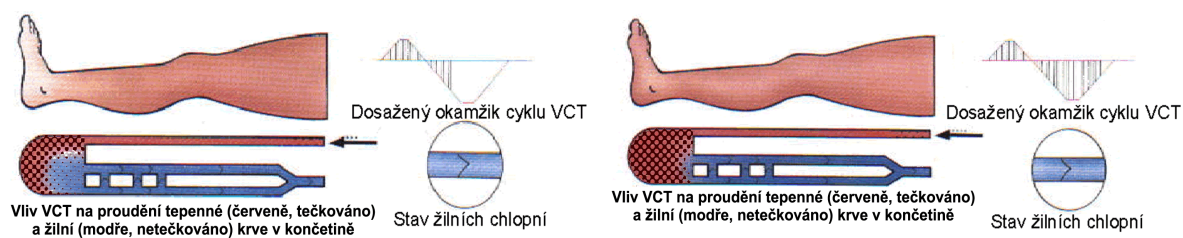
Ve fázi přetlaku se zvyšuje arteriovenózní tlakový gradient v kapilárním řečišti a žilním systémem je krev vytlačována centrálně. Už tím dochází ke zlepšení prokrvení a ke zvýšení absorpce z tkání. Současně se zmenšuje objem venózní krve na periférii i objem extravazální tekutiny. Účinkem VCT se povzbuzuje fibrinolytická činnost, čímž se dokonce mírně snižuje i trombotická aktivita. Pokud jsou cesty odtoku lymfy v těle pacienta volné, urychluje se též lymfatická drenáž. Při správně volených parametrech procedury dochází ke zmenšení eventuálního otoku, žilní chlopně jsou přitom otevřeny.



Obrázek 10: Schéma působení vakuově-kompresní terapie na končetinu v hyperbarické fázi.

V navazující fázi podtlaku dochází nejprve k významnému snížení extravazálního tlaku (tj. tlaku ve tkáních v okolí cév - tedy mimo objemu cév) a z toho plynoucím zvýšení filtrace plynů (zejména kyslíku), výživných látek, biokatalyzátorů a farmak do tkání ve směru tlakového gradientu.

Velmi důležitý je postupný druhotný pokles intravazálního tlaku (tlaku uvnitř cév), který přirozenými mechanismy stimuluje rozvoj arteriálních kolaterál, čímž je dále dlouhodobě zlepšováno prokrvení. Otevřenými arterioly a posílenými preexistujícími kolaterálami je krev přiváděna i do obliterovaných úseků periferie, kde díky indukovanému tlakovému gradientu dochází ke zlepšení látkové výměny mezi intravazálním a extravazálním prostorem. Otevírají se rovněž mnohé z dosud uzavřených kapilár, stimulována je zřejmě i samotná neovaskularizace. Tím se prokazatelně významně a dlouhodobě zlepšuje trofika i metabolismus tkání v oblasti léčené končetiny a dokonce i v dalších částech těla v její blízkosti. Tlakové rozdíly působící při vakuově-kompresní terapii též eliminují důsledky zvýšené viskozity krve nebo zmenšené elasticity erytrocytů, a tak dále podporují prokysličení a výměnu metabolitů.

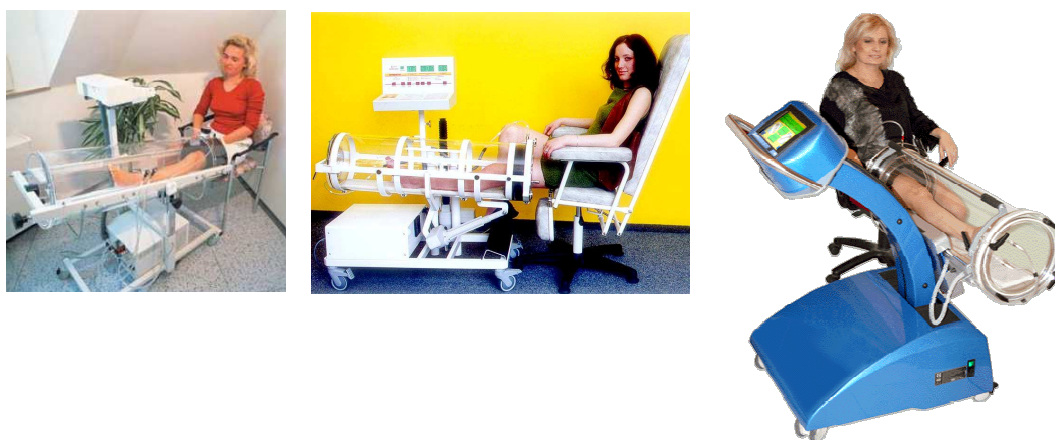


Obrázek 11: Schéma působení vakuově-kompresní terapie na končetinu v hypobarické fázi.

Uvedené vlastnosti VCT vedou k účinným a jinak těžko dosažitelným možnostem fyzikálně léčebného ovlivnění poruch prokrvení při makro-, mini- i mikroangiopatiích rozličné etiologie, poruchách prokrvení neurogenního druhu, při jiných poruchách periferního prokrvení, při poruchách trofiky a poruchách tlaku v končetinách, jakož i u některých typů

lymfovenózních edémů, při pouhrazových stavech, algodystrofických syndromech, při periferních komplikacích závažných systémových onemocnění (např. diabetes), zátěžových syndromech, při změnách spojených se stárnutím a degenerativními změnami tkání končetin, zvláště při degenerativních onemocněních pohybového aparátu (např. artrózy), při trofických defektech kožního krytu atpod. Vakuově-kompresní terapii lze též využít pro všeobecně rehabilitační, rekondiční, preventivní, sportovní a kosmetické účely. Kontraindikacemi jsou především faktické i potenciálně možné trombózy a podezření na možnost jejich vzniku, rizika krvácení a rizika rozsevu infekce nebo metastáz a těžké případy srdeční nedostatečnosti spojené s kardiálními otoky, resp. otoky hepatického původu (3, 10, 12, 13, 19, 35, 55, 62, 75, 90, 91, 92, 93, 96, 97, 103, 118, 123).

Uvedený princip střídání hyperbarického a hypobarického působení na léčenou končetinu je znám již dávno a od 70. let 20. století je využíván např. ve fyzikálně-léčebných přístrojích vyráběných nejdříve v Holandsku (Vasotrain), dále pak v Japonsku, Německu, Spojených státech, Rusku, ale i v České republice a ve Slovenské republice. Právě přístroje vyráběné v České republice, které jsou stále zdokonalovány a pracují v mnoha stech zdravotnických zařízeních v ČR, SR i v řadě dalších zemích, byly využity pro tento předložený výzkum vlivu vakuově-kompresní terapie na oběhové poměry v končetině. Je však nutné podotknout, že šlo vesměs o přístroje dřívější generace. Výsledky získané při práci s přístroji generací novějších by tak mohly představovat ještě výraznější úspěch (obrázek 12). Vývoj jednotlivých generací přístrojů pro vakuově-kompresní terapii s přiblížením jejich základních fyzikálních atributů lze též účinně didakticky využít:



Obrázek 12: Vývoj technického provedení přístrojů pro VCT.

Účinnost vakuově-kompresní terapie (VCT) byla prověřena mnoha experimenty a výzkumy (3, 10, 12, 13, 19, 35, 55, 62, 75, 90, 91, 92, 93, 96, 97, 103, 118, 123), jakož i potvrzena dlouholetou lékařskou praxí v řadě oborů medicíny. Provedené experimenty a četná pozorování z odborné lékařské praxe prokazují účinnost VCT, která pozitivně působí na periferní hemodynamiku a léčí řadu onemocnění končetin, které mají vaskulární, neurocirkulační, posttraumatickou, degenerativní nebo systémovou etiologii.

Cílem prezentovaným v této kapitole předložené práce je však provést výzkumy založené na fyzikálním experimentu, jehož výsledky by nejen kvantitativně ohodnotily příspěvek VCT k požadovaným změnám periferní hemodynamiky, ale zároveň by přinesly významný didaktický příspěvek k dalšímu vzdělávání lékařů oboru RFM. Při dalším vzdělávání lékařů oboru RFM tak není zatím zvykem postupovat, proto lze tento přístup považovat za nový prvek tohoto vzdělávání. Samotné experimenty a jejich výsledky byly přirozeně čerpány z dřívějších prací autora, uskutečněných v různé míře a rozsahu během posledních zhruba 15 let (např. 3, 10, 12, 13, 19, 35, 55, 62, 75, 90, 91, 92, 93, 96, 97, 103, 118, 123).

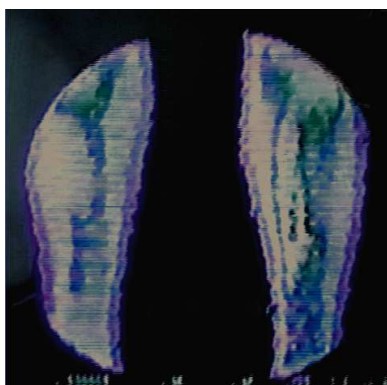
Z didaktického hlediska se následující část předložené práce snaží vyplnit mezeru v objektivním poznání vakuově-kompresní terapie a vytvořit tak zároveň účinný didaktický nástroj. V zásadě jde o práci průřezovou a retrospektivní, kde prvořadým úkolem nebylo dlouhodobě sledovat velký počet probandů či pacientů, nýbrž usilovat o numerické zhodnocení příspěvku vakuově-kompresní terapie ke změnám v lokální hemodynamice končetiny na základě deskriptivních údajů, získávaných z experimentů, uskutečněných v minulosti s rozličnými probandy nebo pacienty, léčenými standardními vakuově-kompresními přístroji.

6.2.2 Výsledky experimentů

Základní experiment potvrzující účinnost vakuově-kompresní terapie na prokrvení dolních končetin byl uskutečněn již před 16 lety ve Fakultní nemocnici v Plzni (86, 87, 88), aniž by však výsledky tohoto zásadního experimentu pozbývaly cokoliv na svém významu. Nyní však budeme výsledky tohoto experimentu kvantitativně analyzovat (124). Výsledky

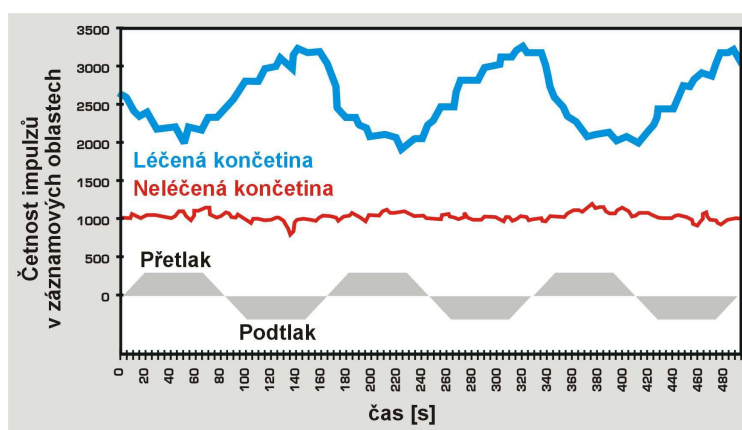
této analýzy pak budou sloužit didaktickým účelům při dalším vzdělávání lékařů oboru fyzikální terapie ve fyzice.

Vlastní experiment byl zaměřen na radionuklidovou diagnostiku poskytující možnost objektivizace účinků vakuově-kompresní terapie za využití prostředků a postupů nukleární medicíny, zejména scintilační kamery typu ORBITER firmy Siemens. Erytrocyty probanda byly označeny radionuklidem ^{99m}Tc . Gama-kamera s velkým zorným polem v přední cílené projekci na oba bérce dolních končetin léčené i neléčené končetiny (obr. 13) prokázala jak závislost prokrvení na cyklech střídajícího se hyperbarického a hypobarického prostředí, tak rovněž vyšší prokrvení léčené končetiny během celé procedury (obr. 14) i po jejím ukončení.



Obrázek 13:

Uspořádání experimentu pro objektivizaci vlivu VCT na prokrvení léčené končetiny s využitím radionuklidu ^{99m}Tc .



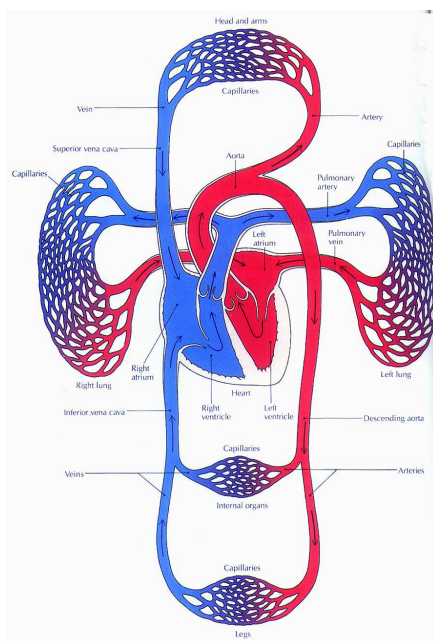
Obrázek 14:

Změna prokrvení léčené i neléčené končetiny v závislosti na cyklech vakuově-kompresní terapie. Vzorkování po 5 sekundách.

Výsledky tohoto významného a ojedinělého experimentu objektivně vypovídají především o příznivých změnách prokrvení v hlubokých cévních svazcích, v hlouběji uložených tkáních a ve svalech.

Položme si však nyní otázku, je-li tomu opravdu tak a jak lze výsledky tohoto významného experimentu kvantitativně biomedicínsky interpretovat a didakticky využít?

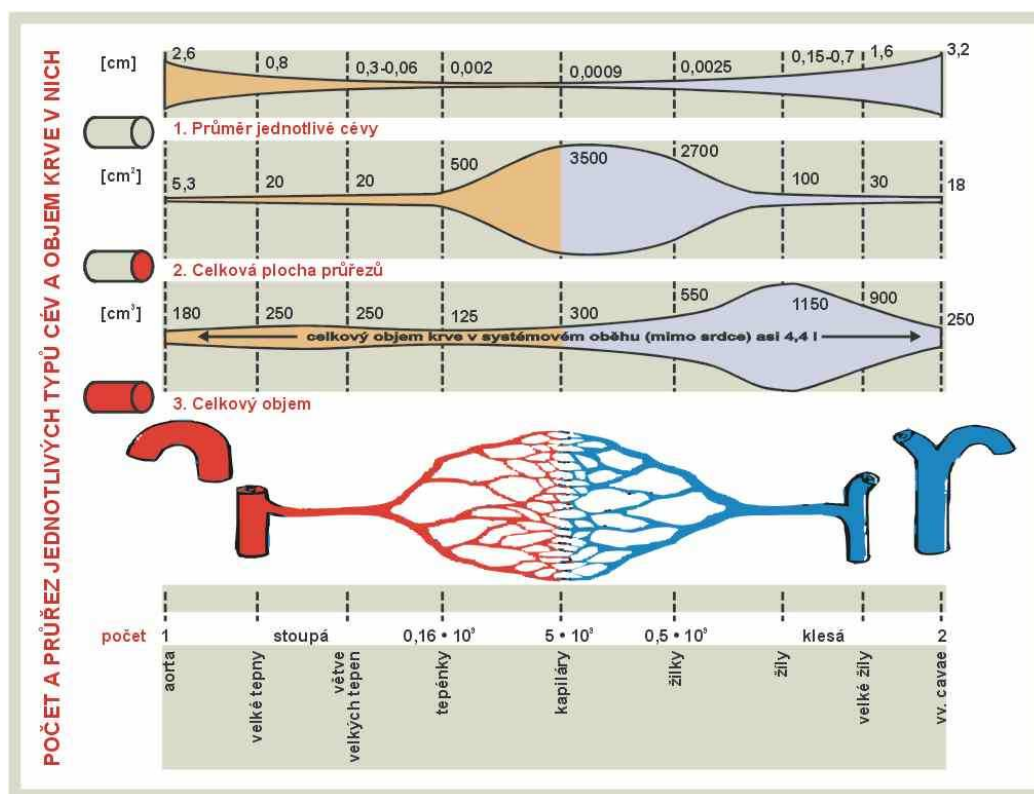
Gama-kamera snímá četnost impulsů ionizujícího záření, vycházejícího z jednotlivých erytrocytů označených radionuklidem. Čím více je v záznamové oblasti gama-kamery erytrocytů, tím více je i impulsů. Přitom je však nezjistitelné, zda konkrétní erytrocyt nese hemoglobin oxygenovaný, nebo již deoxygenovaný. Před experimentem byly sice probandu podávány neaktivní cínaté ionty s pyrofosfátem a teprve po 20 minutách byl podán aktivní technecistan (500 MBq). Radionuklid technecia se tak váže v erytrocytech, kde je redukován Sn ionty, čímž jsou erytrocyty selektivně označeny. Z těchto skutečností však nikterak nevyplývá, že snímané impulsy jsou vysílány výlučně, nebo alespoň převážně, erytrocyty s oxygenovaným hemoglobinem, tedy erytrocyty nesoucími kyslík. Může jít stejně dobře o erytrocyty, které již kyslík předaly a měly by se vlastně žilním řečištěm vracet k srdci a následně být srdcem přečerpány do malého, plicního krevního oběhu, kde by v alveolách plic získaly opět nový „náklad“ kyslíku (viz ilustrativní obrázek 15).



Obrázek 15:

Ilustrativní schéma uzavřeného krevního oběhu (s veřejně dostupné učebnice distribuované bez omezení autorských práv).

Fyziologické poměry v oběhovém systému přibližuje obr. 16, vytvořený podle předlohy získané z celosvětově známé učebnice Atlas fyziologie člověka autorů Silbernagela a Despopulose (109).



Obr. 16:

Systémová vaskulatura z pohledu průměrů cév, jejich celkového průřezu a příslušného objemu krve.

Na základě kvantifikace fyziologických údajů z tohoto uznávaného odborného pramene je patrné, že poměr arteriální krve s erytrocyty nesoucími oxyhemoglobin a venózní krve s erytrocyty obsahujícími převážně již jen deoxyhemoglobin je přibližně 1 : 2 (pomíjíme příspěvek proximálních částí velkých stehenních žil, které z větší části nebyly v zorném poli gama-kamery zahrnuty). Za kvasiustáleného dynamického stavu odpovídá maximu počtu erytrocytů v končetině (tedy přibližně i maximu celkového objemu krve v končetině) četnost impulsů ionizujícího záření zhruba 3 000 impulsů za zvolený interval času (5 s). Poměr mezi přírůstkem objemu arteriální krve s kyslíkem, přírůstkem objemu krve venózní a objemem

krve, která by byla v končetině přítomna i bez působení VCT lze přibližně určit podle následující tabulky (tab. 1):

1 000 imp. / 5 s	Podíl odpovídající obvyklému stavu objemu krve v končetině (arteriální i venózní dohromady).
1 000 imp. / 5 s	Podíl připadající na smíšenou a venózní krev, která byla do končetiny sice zavedena vlivem VCT původně jako krev nesoucí kyslík, která však již svůj kyslík povětšinou předala a nyní z převážné míry přispívá už jen ke zvětšení objemu končetiny, v zásadě nežádoucímu.
1 000 imp. / 5 s	Podíl připadající na skutečně čerstvou arteriální krev nesoucí nový kyslík.

Tabulka 1:

Ocenění etiologicky různých podílů krve v končetině během kvasiustáleného stavu při pokusu s podáváním vakuově-kompresní terapie.

Distální léčená a sledovaná část typické dolní končetiny obsahuje v klidovém stavu objem přibližně 200 ml krve, čemuž odpovídá dosažená hladina radiace 1 000 impulzů / 5 sekund. Dalších 200 ml krve (dosažená sumární hladina radiace 2 000 impulzů / 5 s) představuje v zásadě již zbytečná krev, která již svůj kyslík z větší části předala, ale z končetiny dosud vytlačena nebyla. A konečně dalších 200 ml (celková dosahovaná hladina radiace kolem 3 000 impulzů / 5 s) představuje onen žádoucí přírůstek přísunu arteriální krve. Objem této čerstvé, kyslík nesoucí krve však není během průběhu procedury konstantní, ale cyklicky roste a klesá v rytmu střídání biotropně působících komprese a vakua. Dlouhodobý průměrný přírůstek je zhruba 100 ml čerstvé krve / min. Tento objem ve srovnání s klidovým stavem tak představuje 50% zlepšení zásobování končetiny kyslíkem.

Podle výsledků experimentu z obrázku 14 je prokázanou příznivou skutečností, že ani dvojnásobné zvětšení objemu (cca 2 dl) venózní krve v léčené části končetiny nevede k potlačení schopnosti končetiny přijímat s každou další vakuovou fází periodicky probíhající terapie novou, čerstvou arteriální krev s kyslíkem (amplitudy se v postupně probíhajících periodách nikterak prokazatelně nesnižují a nesnižuje se ani rychlost jejich náběhu). Tuto

skutečnost lze zřejmě přičíst na vrub mechanické adaptibility cévního řečiště. U jiných probandů či u pacientů se však tato adaptibilita nemusí dostatečně uplatnit, což by mohlo mít za následek postupné slábnutí příznivých efektů VCT během podávané procedury, popřípadě i nepříznivou zátěž cévního řečiště i dalších tkání končetiny, ústící až v její otok. Z těchto experimentálně doložených skutečností vyplývá i význam dostatečně intenzivní, cyklicky se střídající fáze přetlaku i jejího dostatečně dlouhého trvání. Na druhé straně je známo, že obvykle uvažovaná 25% využitelnost kyslíku z arteriální krve (pokles saturace z cca 95 % na 75 – 70 %) může být za určitých podmínek (např. práce svalů) významně zvýšena (3, 17, 109). Tato skutečnost se může přirozeně týkat jen té smíšené krve, která se ještě nachází v kapilárním řečišti. Tento objemový podíl je ve srovnání s veškerou krví v těle malý, zhruba 5% (17, 109). Uváděný údaj však platí pro veškerou krev v těle a dále je nutno též uvážit, že tělo v jediném okamžiku využívá maximálně jen 25 – 30 % sítě vlásečnic. Podíl krve, která přichází s každým novým srdečním tepem a zdržuje se přitom v kapilárách, může být tudíž vlivem vnitřních i vnějších podnětů (např. právě VCT) zřejmě značně proměnlivý. Není proto vyloučeno, že i z uvažovaných 200 ml krve, která již obvyklý 25% podíl utilizovatelného kyslíku předala, může léčená tkáň pacienta ještě nějaký kyslík extrahovat. Pro naše výpočty však tuto eventualitu neuvažujeme.

Poněvadž má časový průběh „prokrvení“ (ve skutečnosti četnost snímaných impulsů ionizujícího záření z radionuklidu Tc vázaného v erythrocytech) v závislosti na cyklech VCT a s ohledem na dopravní zpoždění přítoku krve do končetiny zhruba trojúhelníkový tvar křivky, pak po přibližné integraci můžeme považovat objem čerstvé okysličené krve, přivedené během terapie do končetiny, za $\frac{1}{2}$ maxima. A poněvadž maximum odpovídá 1 000 impulsů, dospíváme k hodnotě četnosti 500 impulsů. Této hodnotě je proporcionální skutečný průměrný přísun nové okysličené krve během procedury. Ve srovnání se stavem bez léčby se tedy jedná o 50% přírůstek prokrvení končetiny, tedy průměrný 50% nárůst množství kyslíku nabídnutého ke spotřebě tkáním léčené končetiny.

Pro ustálený stav dlouhodobě po ukončení procedury byl cestou radionuklidového experimentu zjištěn přírůstek z kumulativní četnosti 7 390 impulsů za 20 sekund pro neléčenou končetinu na četnost 11 054 impulsů za 20 sekund pro končetinu léčenou, tedy téměř 50% přírůstek erytrocytů v léčené končetině. Je však opět těžké rozhodnout, které z erytrocytů tohoto přírůstku nesou kyslík a které již nikoliv. Při předpokládaném standardním poměru objemu arteriální krve ku objemu venózní krve v končetině 1 : 2 je tedy nárůst

množství kyslíku nabídnutého tkáním léčené končetiny i 1 hodinu po ukončení procedury ovšem stále přibližně 15%.

Úroveň metabolismu periferních tkání závisí na výměně plynů (především kyslíku) a dalších látek mezi krví a tkáněmi, která se odehrává v kapilárách, respektive závisí na kapilárním prokrvení a kapilární filtraci. Prokrvení odpovídá množství otevřených kapilár a filtrace koreluje s transmurálním tlakem, tj. tlak intravazální minus extravazální (17, 124). Hovoříme-li tedy o prokrvení, měli bychom mít na mysli především množství otevřených kapilár. Toto množství se však nedozvíme přesně, ale můžeme na něj ze zjištěných objemových změn spojených s přítomností radionuklidem značených erytrocytů hodnověrně usuzovat.

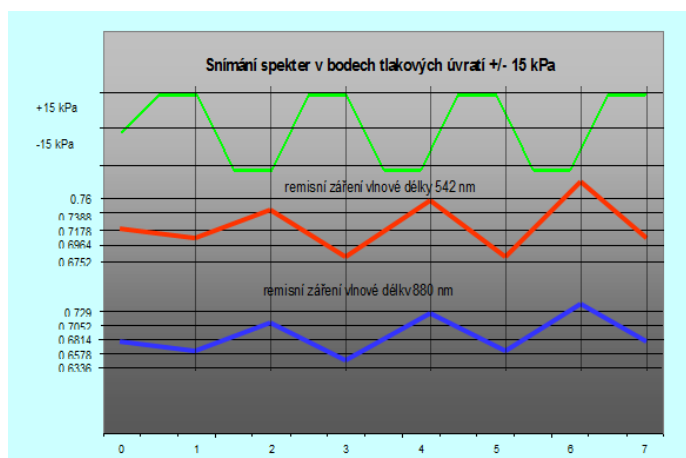
Popsaný experiment byl přitom uskutečněn u probanda středního věku bez arteriálních i venózních potíží obou DK a při parametrech přetlak / podtlak +5 kPa / - 10 kPa.

Jak již bylo řečeno, výsledky tohoto významného a ojedinělého experimentu objektivně vypovídají především o příznivých změnách prokrvení v hlubokých cévních svazcích, v hlouběji uložených tkáních a ve svalech. Nedozvídáme se z nich ovšem prakticky nic o tom, jak vakuově-kompresní terapie ovlivňuje prokrvení kůže.

Proto ke kritické kvantitativní analýze využijeme i další experiment, který poskytuje informaci o objektivních změnách prokrvení v kožních subpapilárních i v hlubokých cévních plexech. Tyto experimenty byly provedeny opět ve Fakultní nemocnici v Plzni za pomoci remisní spektroskopie, která souvisí s využitím polychromatického světelného toku VIS a NIR oblasti, jakožto nedestruktivního bezkontaktního senzoru, pronikajícího do tkáně a zde interagujícího s jejími opticky aktivními strukturami hemoglobinu (17, 22, 25). Výsledkem těchto interakcí je zjištění hodnoty tzv. LIR - logaritmu inverzní reflektance. Měření několika desítek pacientů byla provedena pro tři různé situace:

- jednak pro maximální léčebně používané hodnoty přetlaku a podtlaku +/- 15 kPa,
- jednak pro běžné parametry s převahou přetlaku +10/-5 kPa,
- jednak pro běžné parametry s převahou podtlaku +5/-10 kPa.

Samotnou reflektanci získáme z hodnoty LIR odlogaritmováním a výpočtem reciproké hodnoty (pro ilustraci obrázek 17).



Obr. 17:

Demonstrace vlivu VCT (zelená křivka) na koncentraci oxyhemoglobinu (červená křivka) a celkového hemoglobinu (modrá křivka) při parametrech fyzikální terapie představovaných rovnováhou cyklického působení hyperbarického (+15 kPa) a hypobarického (-15 kPa) prostředí.

Reflektanci na vlnových délkách odpovídajících píkům oxyhemoglobinu pak již můžeme s určitou mírou aproximace považovat za úměrnou množství (koncentraci) reflektující látky. Touto látkou je zde tudíž oxygenovaný hemoglobin erytrocytů, viz tabulka 2:

Tabulka změn koncentrace oxyhemoglobinu HbO2			+15 kPa / -15 kPa				+10 kPa / -5 kPa				+5 kPa / -10 kPa			
			LIR	ABS. HODN.	DIF.	INKREMENT (%)	LIR	ABS. HODN.	DIF.	INKREMENT (%)	LIR	ABS. HODN.	DIF.	INKREMENT (%)
Amplituda křivky oxyhemoglobinu	Nasátí	R1	0,675	0,211	0,038	21,60	0,567	0,271	0,023	9,10	0,649	0,224	0,03	15,60
	Vytlačení	R2	0,76	0,174			0,605	0,248			0,712	0,194		

Tabulka 2:

Vliv vakuově-kompresní terapie na koncentraci oxygenovaného hemoglobinu při různých parametrech procedury – zjištěno výpočtem z výsledků remisně spektrofotometrických experimentů

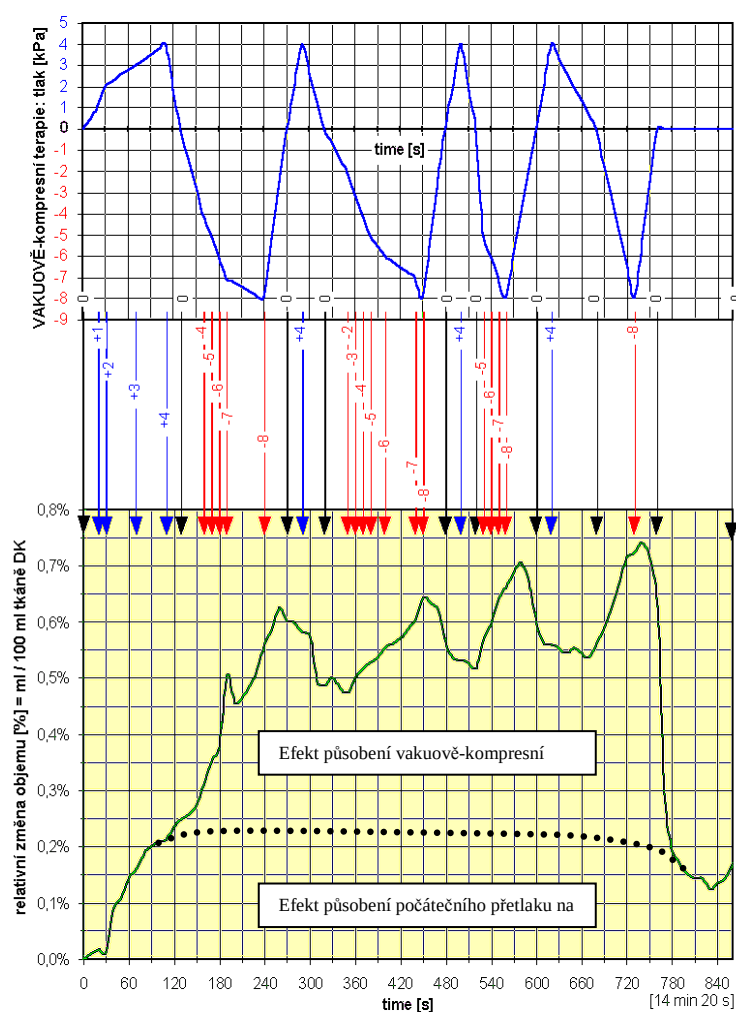
Vypočtené hodnoty (zakroužkovány) procentuálního přírůstku oxyhemoglobinu vykazují vysokou míru shody s reálnými předpoklady:

Při relativně vysoké hodnotě léčebného vakua -15 kPa a zároveň výrazné předchozí eliminaci žilní krve radikálním přetlakem +15 kPa se koncentrace oxyhemoglobinu zvyšuje až o 21,6 %. Nižší hodnota podtlaku -10 kPa a nepříliš výrazná předchozí eliminace žilní krve kompresí o velikosti +5 kPa dává (přes převahu podtlaku nad přetlakem) přírůstek koncentrace oxyhemoglobinu už jen 15,6%. A za situace poměrně nevýrazného podtlaku -5 kPa už přirozeně nepomáhá ani značná intensita vytlačování žilní krve přetlakem +10 kPa a přírůstek koncentrace oxyhemoglobinu už je jen 9,1%, ačkoliv i toto je hodnota nepochybně medicínsky významná.

Porovnáme-li uvedené kvantifikace s výsledky výpočtů z předchozího experimentu s erytrocyty značenými radionuklidem technecia je patrné, že objemové změny za srovnatelných podmínek pokusu jsou nyní pro krev s oxygenovaným hemoglobinem „jen“ kolem 15 - 20 %, zatímco bychom očekávali hodnoty přírůstku objemu krve až kolem 50 %, tedy minimálně dvojnásobný. Zřejmé vysvětlení poskytuje zjištění, že remisně spektrofotometrická sonda byla přiložena až na samotné distální části končetiny, na špičce palce dolní končetiny, a že tato sonda funguje pouze lokálně a pouze do hloubi několika mm, zatímco předchozí experiment poskytoval informaci z celého objemu končetiny a minimálně pro celý její bérec.

I tak lze konstatovat, že vlivem vakuově-kompresní terapie je až do nejdálší části končetiny a až do samotných cévních plexů kůže nasáto o 15 – 20 % více krve s erytrocyty s čerstvým a využitelným kyslíkem.

Dále se věnujme didaktické kvantifikaci výsledku ještě jednoho zajímavého experimentu, který je o to cennější, že byl uskutečněn na končetině těžkého pacienta s vážnými arteriálními i venózními potížemi a navíc za podmínek, které automatika tehdejšího, dnes již značně zastaralého, modelu přístroje pro vakuově-kompresní terapii jen velice obtížně zvládala. Tato experimentální objektivizace účinku vakuově-kompresní terapie byla uskutečněna prostřednictvím měření objemových změn léčené končetiny tenzometrickým pletysmografem typu "strain gauge" u pacientky, 73 let, základní diagnóza ICHDK plus přidružená onemocnění žilního i lymfatického toku DK spojená s trvalým mírným otokem. Terapie i měření byly uskutečněny na bérce, max. obvod 37 cm (87, 96, 97, 98, 124). Experimentální práce byla provedena v IKEM Praha, Klinika kardiologie. Průběh měření ilustruje obrázek 18:



Obr. 18: Objemové změny končetiny pacientky se závažnými periferně-cévními potížemi pod vlivem působení vakuově-kompresní terapie

Z výsledku pokusu je okamžitě patrné, že po zahájení procedury vakuově-kompresní terapie se nejprve uplatnila její přetlaková složka. Jejím působením však překvapivě došlo během úvodních cca 2 minut k přírůstku čerstvé krve v léčené části končetiny zhruba o 0,23 % na 100 ml veškerých tkání umístěných v léčebném aplikátoru. Celkový objem veškerých tkání v léčebném aplikátoru lze v prvním přiblížení aproximovat válcem o výšce cca 45 cm a průměru 10 cm; takto určený objem léčené části končetiny činí $3,5 \text{ dm}^3$, tedy 3,5 litru. Zjištěná změna objemu vyvolaná úvodním přetlakem, vyjádřená poměrným číslem 0,0023 / 100 ml představuje tudíž přísun 8,05 ml čerstvé krve, tedy inkrement cca 4 ml arteriální krve za minutu. Tento zdánlivě paradoxní stav, kdy působením šetrného přetlaku se objem končetiny nezmenšuje, ale naopak zvětšuje, je vysvětlitelný tím, že zevní mírně hyperbarické prostředí (zde max. 5 kPa) přeskupilo v léčené končetině tělesné tekutiny tak, že uvolněnými artériemi, respektive arterioly mohlo do kapilár končetiny proudit více čerstvé krve.

Samotného vytlačování krve z žilních rezervoárů však tímto tlakem ještě dosaženo nebylo. Nelze ani vyloučit reflexní uvolnění prekapilárních sfinkterů. Sledovaný efekt je zároveň vyjádřením možností léčby samotným, celkově působícím, šetrným a plně fyziologickým přetlakem. Zvláště při otoku končetiny nemusí být toto působení zanedbatelné, nicméně je značně limitované. Sledovaný příznivý efekt provází pochopitelně i vakuově-kompresní terapii a může víceméně přetrvávat po celou dobu procedury (viz černá tečkovaná křivka na obr. 18).

Zhruba po 2 – 2,5 minutách po zahájení procedury ovšem na křivce změn objemu končetiny (obr. 18) dochází k inflexi, křivka se mění z konvexní na konkávní, začíná se uplatňovat vakuová fáze procedury a probíhá již plně aktivní nasávání čerstvé krve, projevující se zvětšením objemu končetiny o 0,63 % / 100 ml tkáně v prvním cyklu, respektive až o 0,74 % v dalších cyklech. Rozdíl oproti iniciální hodnotě 0,23 %, vyvolané vlivem počátečního hyperbarického působení, je tudíž 0,4 – 0,5%. Tomu odpovídají absolutní přírůstky objemu krve v přímo léčené části končetiny během každého cyklu VCT kolem 15 ml. Periody těchto cyklů jsou zhruba dvouminutové, tudíž vlivem dalšího střídání přetlaku a podtlaku dochází k přírůstku prokrvení léčené části končetiny o 7 – 8 ml / min, což je zhruba dvakrát tolik, než-li byla schopna zajistit iniciální přetlaková fáze. Celkem lze přírůstek prokrvení v léčené části končetiny ohodnotit kolem 12 ml /min. Ovšem jen u 8 ml / min je zaručeno, že se jedná o nasátou krev arteriální, tedy krev s vysokým stupněm saturace kyslíkem. U přírůstku objemu krve, který se do končetiny dostal vlivem iniciálního přetlaku nelze s jistotou tvrdit, jaká bude jeho dlouhodobá saturace kyslíkem, zda po uplynutí iniciální fáze procedury nepůjde již o krev smíšenou a s jakým procentem využitelnosti kyslíku u této krve můžeme počítat.

Didaktická využitelnost tohoto experimentu je mimo veškerou pochybnost.

6.2.3 Nezbytnost didaktické diskuse výsledků dřívějších experimentů

V naposledy uvedeném pletysmografickém experimentu je vypočtený přírůstek objemu krve v končetině indukovaný léčebným účinkem vakuově-kompresní terapie zhruba kolem 10 ml / min. Tomu odpovídá přírůstek nabídky kyslíku 2 ml / minutu a příspěvek ke spotřebě

kyslíku 0,5 ml / min. Poněvadž se v tomto experimentu jednalo o aplikaci vakuově-kompresní terapie podkolenní, lze odhadnout množství krve v léčené části končetiny na 100 ml. Pak se pohybujeme kolem 10% zlepšení minutové nabídky i bezprostřední minutové spotřeby kyslíku. Rovněž s těmito výsledky byla aplikace vakuově-kompresní terapie přínosem, poněvadž ani tento přírůstek objemu kyslíku pro postiženou končetinu není zanedbatelný.

Navíc lze u chorobně zatížených tkání předpokládat zvýšenou extrakci kyslíku ze smíšené krve, neboť je známo, že za určitých podmínek (práce svalů, stres, choroba) dokáže využitelnost kyslíku z hemoglobinu stoupnout výrazně nad 25 %. Ovšem i přes tento nezanedbatelný přínos procedury je zřejmé, že biotropní parametry procedury nebyly zvoleny optimálně a rovněž tak, že technické podmínky podávání procedury z dnešního pohledu již zastaralým přístrojem nebyly optimální. Žádoucí efekt zvýšení dodávky kyslíku do léčené končetiny je sice přesto zřejmý, ale výrazně menší, než-li tomu bylo v předchozích experimentech, zvláště pak v experimentu prvním. Toto zjištění podporuje potřebu vývoje počítačově řízených přístrojů se snímáním odezvy končetiny na léčebnou proceduru v reálném čase a s možností jejich, pokud možno automatizovaného, počítačového řízení.

Z pohledu didaktického uplatnění diskutujme ještě dále předchozí experimenty (s radionuklidem technecia a s využitím remisního spektrofotometru).

Tyto experimenty ukázaly, že pokud jsou podmínky podávání procedury alespoň kvasioptimální, pak lze dosahovat až 50% přírůstku objemu krve (objemový inkrement v léčené části dolní končetiny je až 100 ml / min) a tím i 50% přírůstku dodávky kyslíku. Prostřednictvím těchto inkrementálních 100 ml krve je během jedné minuty zvýšena nabídka kyslíku pro léčenou část dolní končetiny o 20 ml kyslíku. Jedná se tedy o 50% nárůst klidové nabídky, z níž bude tkáněmi končetiny využito zmíněných cca 25 %, tedy 5 ml, tudíž opět 50 % z klidové kyslíkové spotřeby. Pokusme se tyto závěry verifikovat postupem „z druhé strany“:

V 1 litru krve je cca 150 g Hb, přičemž 1g Hb váže 1,35 ml kyslíku. Množství kyslíku vázaného v hemoglobinu červených krvinek v 1 litru okysličené krve je tudíž cca 200 ml. Srdce přečerpá za jednu minutu v klidu přibližně 5 litrů krve (minutový objem srdeční), v jehož hemoglobinu je vázán 1 litr kyslíku. Ovšem z hemoglobinu se při průchodu kapilárami uvolní jen zhruba 25 % kyslíku, tedy 250 ml kyslíku, který bude využit buňkami

tkání těla (17, 109, 124). V těle průměrného člověka bývá přitom přibližně 5 litrů veškeré krve.

Hmotnost distální části dolní končetiny umístované v aplikátoru přístroje pro VCT činí v průměru 9 % hmotnosti celého těla; tato hmotnost u 70 – 75 kg člověka zhruba 6 - 7 kg. Aproximujme spotřebu kyslíku tkáněmi této části končetiny v klidu a za jednu minutu (16, 124). Jedná se především o svalovou tkáň (hmotnosti 3 – 4 kg, cca 2,5 ml O₂ / kg . min), kůži (hmotnosti 1 – 1,5 kg, cca 0,5 ml O₂ / kg . min) a kostní tkáň (hmotnosti 1,5 – 2 kg, cca 0,2 O₂ / kg . min). Klidové požadavky na spotřebu kyslíku v těchto tkáních jsou dosti odlišné, ale po zprůměrování se dostáváme přibližně na hodnotu 10 ml kyslíku pro léčenou část končetiny za 1 minutu. Vakuově-kompresní terapie je schopna nad tuto hodnotu prokazatelně zajišťovat trvalý minutový přírůstek až 5 ml kyslíku přímo využitelného z arteriální krve, tedy onen vypočtený 50 % přírůstek.

Nelze ovšem opomenout, že v celé předložené práci uvažujeme jednak dosti skeptické hodnoty nárůstu prokrvení (neuvažujeme např. zlepšený přítok čerstvé krve vlivem snížení tkáňového toku při mírném přetlaku) a jednak – a to především - vycházíme z plně fyziologických hodnot zdravých lidí.

Pokud je přítok krve patologicky snížen, pak relativní význam přírůstků prokrvení vyvolaných vakuově-kompresní terapií radikálně roste (viz závěry vztažené ke kvantifikaci posledního ze tří analyzovaných experimentů). Uvažujme tudíž dále modelový patologický stav s 50% snížením prokrvení končetiny. U takovéhoho pacienta je VCT schopna indukovat již dvojnásobné zvýšení nabídky kyslíku. Pro srovnání lze uvést, že klidná, ale vytrvalá chůze zvyšuje spotřebu kyslíku u modelového pacienta s 50% deficitem prokrvení zhruba 1,5 násobně.

Při dosavadních kvantifikacích jsme uvažovali výlučně biochemický přenos kyslíku hemoglobinem. Určité množství kyslíku je ovšem rovněž fyzikálně rozpuštěno v krevní plazmě. Toto množství ve srovnání s množstvím kyslíku přenášeného hemoglobinem erytrocytů je velmi malé (8,5 ml / litr krve oproti 200 ml / litr krve), jde tudíž jen o 4,25% podíl (16, 97, 98, 99, 124, 131). Ovšem i tento podíl má svůj význam, a to právě na postižených perifériích těla, kde i přenos rozpuštěného kyslíku k buňkám sehrává zřejmě určitou roli. Vakuově-kompresní terapie může za optimálních podmínek během jedné periody

procedury obohatit léčenou končetinu až o 100 ml krve, která přinese navíc další téměř 1 ml rozpuštěného kyslíku. Místo dodávky (nabídky) 20 ml kyslíku / minutu můžeme tudíž počítat se 21 ml kyslíku za minutu, nehledě na to, že se zvyšujícím se tlakem samotná rozpustnost kyslíku v krvi roste.

Zároveň nelze opomíjet, že vakuově-kompresní terapie působí léčebně i mnoha dalšími, významnými a v zásadě samostatnými léčebnými mechanismy, jako např. zvýšením filtrace i resorpce látek z tkání na úrovni kapilár, zlepšením arteriovenózního tlakového gradientu, stimulací vzniku a rozvoje kolaterálního tepenného řečiště z preexistujících anastomóz, stimulací zvětšení lumenu artérií, příznivým vlivem na obnovu pružnosti vaskulatury, příznivým vlivem na reologické vlastnosti krve, na její viskozitu a v neposlední řadě i otevřením jinak zavřených kapilár.

Z hlediska výuky fyziky pro lékaře oboru fyzikální medicíny si však položíme ještě další vtíravou otázku: Je změna koncentrací hemoglobinu opravdu proporcionální objemovým změnám?

Vakuově-kompresní terapie totiž ze své podstaty působí především objemové změny krve v léčených tkáních. Vypočtená změna koncentrace hemoglobinu je zřejmě dosti dobře úměrná změnám objemu krve nasáté při cyklicky se opakující vakuové fázi, respektive vytlačené při cyklické fázi kompresní. Konstantou této úměrnosti je přitom hematokrit, tedy poměr erytrocytů v 1 litru krve, který se u člověka pohybuje kolem 40 %. Případně lze též uvažovat poměr hmotnosti hemoglobinu v určitém objemu krve, neboť je známo, že v 1 litru krve je přibližně konstantní množství 120-150 g hemoglobinu (16, 124). Procentuální změna koncentrace hemoglobinu je tedy zhruba přímo úměrná počtu erytrocytů a rovněž tak úměrná objemu krve. Pomíjíme přitom samozřejmě patofyziologické stavy závažných poruch hematokritu nebo poruch množství (hmotnosti) hemoglobinu v samotných erytrocytech. Je však známo, že i poměrně malé odchylky hematokritu i malé změny množství hemoglobinu v erytrocytech způsobují již vážná a nepřehlédnutelná onemocnění. Snížení počtu erytrocytů a/nebo snížení množství hemoglobinu v krvi vede rychle ke stavům závažné anémie.

Koncentrace hemoglobinu v erytrocytech (MCHC, mean cell hemoglobin concentration) je definována jako koncentrace hemoglobinu v objemové jednotce erytrocytů. Vypočítá se podle vzorce:

$MCHC \text{ (g/l)} = \text{koncentrace Hb v krvi (g/l)} / \text{hematokrit (v poměrných jednotkách)}.$

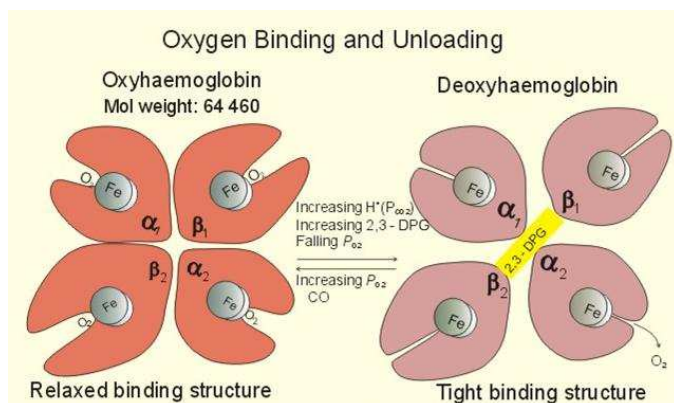
Fyziologická hodnota je přitom 300–350 g/l (zde míněno v 1 litru erytrocytů, nikoliv v 1 litru krve). V 1 litru krve by tomu odpovídalo již výše zmíněným 120 – 150 g.

Počet erytrocytů je u dospělého člověka též velmi stálá hodnota, která se mění jen v nepatrném rozmezí. Normální počet červených krvinek je u dospělého muže 5,5 milionů v mm^3 , nebo-li $4,3 - 5,3 \times 10^{12}/\text{l}$, u ženy 4,8 milionů v mm^3 , nebo-li $3,8 - 4,8 \times 10^{12}/\text{l}$. Pohlavní rozdíly jsou dány vlivem pohlavních hormonů (testosteronu a estrogeneru) na erytropoetin. Při objemu krve 5 litrů činí celkový počet červených krvinek okolo 25×10^{12} .

Zvýšení červených krvinek nad hodnotní hranici nazýváme hypererythrocytoza (polycytemie) a naopak úbytek pod dolní hranici je erythrocytopenie (oligocytemie), která také znamená úbytek hemoglobinu v krvi (anémie). Silným podnětem pro zvýšení počtu erytrocytů je pokles parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi.

Klesne - li počet červených krvinek u muže pod 4,5 milionů a u ženy pod 4 miliony jedná se o patologický stav, ale krátká vydatná námaha může zase zvýšit počet červených krvinek pomocí zahuštění krve, protože část tekutiny opustí cévní řečiště. Role VCT je v těchto souvislostech dobře patrna!

Hlavní funkcí hemoglobinu je přenos kyslíku z plic do tkání a zpětný odvod oxidu uhličitého z tkání do plic. Každý ze čtyř Fe^{2+} iontů hemu (obr. 19) reverzibilně váže molekulu kyslíku (proces oxygenace hemoglobinu). Schopnost navázání O_2 a ztráta CO_2 na železnatém iontu je úměrná parciálnímu tlaku dýchacích plynů (v plicích má kyslík vyšší parciální tlak než oxid uhličitý – ve tkáních je tomu naopak). Pro přenos kyslíku je tedy zásadně důležitý jeho vysoký parciální tlak ve vdechovaném vzduchu (normálně 21 kPa = 157,5 mmHg) a naopak nízký parciální tlak kyslíku v alveolách plic, který obvykle činí pouhých 13 kPa = 97,5 mmHg (viz též obr. 20). Ovšem i ve venózní krvi ve tkáních je parciální tlak kyslíku stále ještě větší, než-li 5 kPa, tj. 37,5 mmHg a hypoxie nastává teprve při hodnotách pod 3,5 kPa, tj. pod 26,25 mmHg. Zlepšení arteriovenózního tlakového gradientu vlivem působení VCT by tak hypoteticky mohlo přispívat rovněž k vyšší využitelnosti kyslíku z hemoglobinu.



Obrázek 19:

Vazba molekul kyslíku na hemoglobin (oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin). Z literatury: Namarata Chhabra: *Biochemistry for Medics: Glycolysis – Subjective Questions (Solved)*, July 6, 2012: <http://www.namrata.co/glycolysis-subjective-questions-solved/>

Při transportu kyslíku v organismu hraje přirozeně velkou roli saturace arteriální krve kyslíkem. Oxygenovaný podíl z celkového obsahu hemoglobinu v arteriální krvi se nazývá saturace (nasycení) O_2 a udává se v procentech. Kyslíková kapacita je maximální hodnota saturace. Při úplném nasycení kyslík váže 1 mol tetrameru hemoglobinu 4 moly kyslíku. Tedy 64 500 g Hb váže $4 \cdot 22,4$ litru O_2 . Po přepočtu na 1 gram je to 1,39 ml kyslíku. Ovšem tato hodnota platí jen pro situaci in vitro. Za podmínky in vivo je toto číslo poněkud sníženo (tzv Huffnerův přepočet uvažující určité množství hemoglobinu, na který jsou navázány např. dusitany, dusičnany nebo oxid uhelnatý), a to na 1,35 ml kyslíku na 1 gram Hb (16, 17, 124).

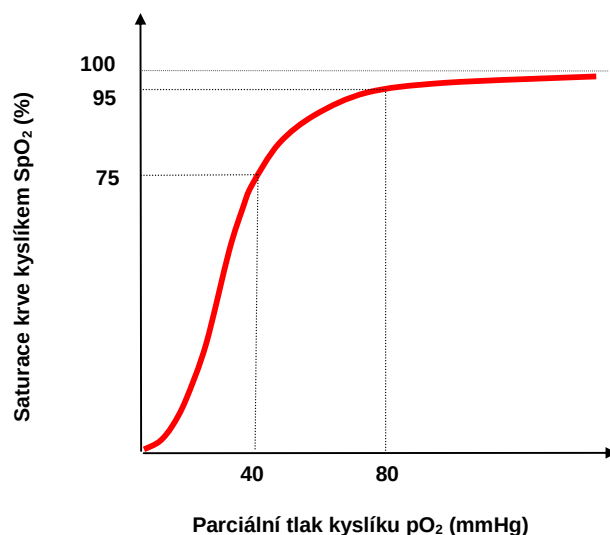
Saturační křivka (obr. 20) vyjadřuje závislost procentuální saturace hemoglobinu kyslíkem na parciálním tlaku kyslíku. Křivka je didakticky velmi významná. Má sigmoidní průběh, protože je třeba překonat určitou hodnotu parciálního tlaku kyslíku, než se naváže první kyslík na tetramer, což způsobí zánik nevazebných interakcí a usnadnění vazby kyslíku na zbývající podjednotky. Sigmoidní tvar saturační křivky je z fyziologického hlediska velmi důležitý, jelikož kdyby měla křivka tvar hyperbolický (jako u zásobního myoglobinu), nebylo by možné za daného parciálního tlaku O_2 v tkáních kyslík z hemoglobinu odvázat. Na 1 molekulu hemoglobinu se mohou navázat čtyři molekuly kyslíku. Navázání jedné molekuly kyslíku zrychluje vazbu dalších kyslíkových molekul (alosterický efekt). Vazba kyslíku je reverzibilní. Změnou pCO_2 (vzestup), pH (pokles) a vyšší teplotou, afinita kyslíku k hemoglobinu klesá a kyslík se může z hemoglobinu uvolnit. Opačná situace afinitu hemoglobinu ke kyslíku zvyšuje. Hovoří se zde o tzv. Bohrovu efektu, což je soubor jevů vycházející ze skutečnosti, že oxyhemoglobin je silnější kyselina ($pK_A=6,2$), než

deoxyhemoglobin ($pK_A=7,8$). Ve tkáních vlivem buněčného dýchání vzniká větší množství oxidu uhličitého, který reaguje s vodou (za přítomnosti karbonátdehydrogenasy) na kyselinu uhličitou. Kyselina uhličitá dále disociuje na hydrogenkarbonátový anion a vodíkový kation (proton). Tím se snižuje pH v tkáních (tj. roste počet H^+ iontů):



Působení VCT by mohlo potencovat i tyto zásadní fyziologické mechanismy. Oxygenovaný hemoglobin z plic putuje do tkání, kde je nucen odevzdat kyslík, což je způsobeno faktem, že deoxyhemoglobin (zásaditější) lépe váže tkáňové vodíkové protony než nasycený oxyhemoglobin. V plicích proces probíhá obráceně: deoxyhemoglobin ztrácí vodíkový ion (oxygenace Hb), který zpětně reaguje s hydrogenkarbonátovým ionem na kyselinu uhličitou, jež je rozkládána karbonátdehydrogenasou na oxid uhličitý a vodu (vydechovaný vzduch).

Přitom saturace hemoglobinu kyslíkem v arteriální krvi je cca 95%, čemuž odpovídá cca 80 mmHg (zhruba 12 kPa), ve venózní krvi cca 75%, čemuž odpovídá cca 40 mmHg – zhruba 10 kPa (obr. č. 20).



Obr. 20:

Závislost saturace krve kyslíkem v závislosti na parciálním tlaku kyslíku.

Tato shrnutá fyziologická fakta (16, 17, 109, 124) by nám měla pomoci k didaktickému využití analýzy výsledků měření změn objemu končetiny, změn saturace arteriální krve kyslíkem a především změn perfúzního indexu. Sledování těchto veličin v reálném čase probíhající procedury vakuově-kompresní terapie pak umožní optimalizaci parametrů

procedury, popřípadě též automatizované řízení parametrů léčby s cílem dosažení maximálních léčebných efektů při plném respektování individualit diagnóz a indikací i při respektování rozdílů mezi pacienty, a to zároveň s dalším pokrokem při zabezpečení vysoké bezpečnosti a patientského komfortu této účinné přístrojové fyzikální terapie. Pak už ovšem nelze hovořit o pouhé tradiční a klasické vakuově-kompresní terapii (VCT), ale spíše o „počítačově řízené periferní bipolární baroterapii“ (CC – PBBT).

Nástup nové generace přístrojů pro tuto účinnou fyzikální terapii však bude klást další zvýšené nároky na fyzikální vzdělanost lékařů oboru RFM i na didaktiku jejich vzdělávání ve fyzice.

6.2.4 Dílčí závěr

Uvedené kvantifikace dovolují předpokládat, že „klasická“, dosud standardně využívaná vakuově-kompresní terapie dokáže pasivními mechanismy zvýšit dodávku arteriální krve s užitelným kyslíkem až o 100 ml/min a tím zvýšit i nabídku, respektive spotřebu kyslíku v končetině až o 50 %. Veškeré vyhodnocené a v předložené práci uváděné údaje byly získány při experimentech, které se vyznačují i velkým didaktickým významem a praktickou využitelností při dalším vzdělávání lékařů oboru RFM ve fyzice.

6.3 Didaktický rozbor souboru experimentálních kasuistik

6.3.1 Aplikovaná metodika a materiál

Lékařské vzdělávání není však primárně zaměřeno na experimentální práci, nýbrž spíše na využívání kasuistik a výsledků studií. Ve snaze přizpůsobit se této skutečnosti pokusíme se nyní uplatnit experimentální přístup pro účely vzdělávání lékařů ve fyzice i v této oblasti. Zaměříme se didakticky na následující studii představovanou souborem kasuistik.

Účastníky studie bylo celkem 9 pacientů - dobrovolníků, jejich bližší specifikaci podává následující tabulka 3:

Pacient	Věk	M / F	Zdravotní stav
1	76	M	Diabetes 2. typu, komplikováno následky boreliózy, výrazná polyneuropatie končetin, pohybuje se jen s berlemi a se značnými potížemi.
2	65	M	Diabetes 2. typu, výrazná polyneuropatie, stav po CMP, pohybuje se pouze na invalidním vozíku, tremor končetin.
3	62	M	Diabetes 2. typu, diabetická polyneuropatie, amputován palec DK, prokázaná výrazná arterioskleróza obou DK.
4	29	M	Stav 11 měsíců po těžkém úrazu DK, mnohočetná zhmoždění, nutnost poúrazové amputace palce DK, poškození funkce DK, neuropatie n. femoralis, u pacienta přítomna vegetativní dystonie.
5	52	M	Diabetes 2. typu, mimořádně výrazné projevy diabetické senzomotorické polyneuropatie obou DK i HK; DK mimořádně bledé a ochablé, pohybuje se převážně na invalidním vozíku.
6	77	M	Diabetes 2. typu, po amputaci jedné DK z důvodů diabetické ulcerace – snad i z důvodů flebologického onemocnění (varixy, zánět žil, haemorrhagia, ...), na zachovalé DK patrný poruchy trofiky, kůže bledá, slabá, přítomna corona phlebatica, zřejmě též PA(O)D, celkově špatný fyzický zdravotní stav, m. Parkinson.
7	78	M	Diabetes 2. typu, polyneuropatie obou DK, DK bledé, velmi slabé, kožní kryt končetin zřetelně dystrofický.
8	78	F	Stav po úrazu DK – silná kontuze v oblasti bérce spojená s persistentním edémem a bolestí, dlouhotrvající projevy lymfovenózní insuficience obou DK, nikoliv však výrazné, sportuje, celkový zdravotní stav skvělý, v anamnéze mamotomie.
9	65	M	Diabetes 2. typu, recidivující erysipel - projevy změněné pigmentace kůže DK, polyneuropatie DK s převážně senzoryckými projevy, jinak celkový zdravotní stav dobrý.

Tabulka 3: Účastníci studie – specifikace.

Předmětem výzkumu byla odezva léčené končetiny těchto pacientů na podání iniciální, tedy první procedury VCT. Procedura byla podávána přístrojem typ Extremiter[®] 2000, model „Better Future“, s monitorovací diagnostickou částí. Monitorovací diagnostická část umožňovala přímo v reálném čase průběhu procedury měřit perfuzní index, PI (20, 21). Tato veličina udává procentuální objemový podíl arteriální krve, přicházející s každým novým tepem, ku objemu krve, která stagnuje v proměřované části periférie.

Perfuzní index (PI) tedy ohodnocuje okamžitý přítok čerstvé arteriální krve do proměřované tkáně. Metoda měření je založena na optoelektronickém principu a využívá dvou vlnových délek monochromatického světla v červené (R) a blízké infračervené (NIR) oblasti (64, 130). Neinvazivní optická sonda generuje nejčastěji laserové světlo těchto dvou vlnových délek a snímá zároveň jeho remisi z diagnostikované tkáně. Tento duplexní princip, jeho technické řešení i primárně sejmuté signály jsou v zásadě shodné s metodou pulzní oximetrie, určenou pro měření saturace arteriální krve kyslíkem.

Exaktní měření perfuzního indexu však vyžaduje další dosti náročné elektronické a především výpočetní zpracování primárně sejmutých signálů, což je úkolem specializovaného mikroprocesoru zahrnujícího potřebný SW, případně úkolem řídicího a monitorujícího počítače, zajišťujícího též filtraci, vizualizaci a databázové zpracování sejmutých a vypočtených dat. Společná sonda pro měření perfuzního indexu (PI) i saturace arteriální krve kyslíkem (SpO₂) byla umísťována obvykle na 2. nebo 3. prst DK.

Kromě měření perfuzního indexu (PI) a měření saturace arteriální krve kyslíkem (SpO₂) zabezpečuje monitorovací diagnostická část přístroje pro VCT rovněž měření změn objemu léčené distální části končetiny, který je vyvolán změnou objemu nepulzující složky krve v léčené končetině. Toto měření je realizováno na principu bezkontaktní pulzní kapacitní pletysmografie a tudíž pacienta nikterak neovlivňuje ani nezatěžuje. Je jím možno průběžně měřit relativní přírůstek nebo úbytek objemu končetiny. Zjistit však absolutní hodnoty těchto změn (např. v ml nepulzujícího objemu krve) by vyžadovalo nutnost znát přesně iniciální, výchozí objem léčené části pacientovy končetiny. Poněvadž tato hodnota nebyla z praktických důvodů zjišťována, spokojili jsme se s pouhým přepočtem relativních změn podle standardního objemu nepulzující složky krve v léčené distální části „průměrné“ končetiny, který se pohybuje v intervalu 200 až 500ml.

Mikrovaskulární perfuze byla měřena samostatným lékařským diagnostickým přístrojem PeriFlux[®] Systém 5000, pracujícím na principu laserové dopplerovské průtokometrie (79, 82, 121, 126, 130). Sonda přístroje je schopna zachytit především kapilární prokrvení v povrchovém i v hlubokém cévním plexu kůže, případně krevní tok v nejtenčích arteriolách a venulách.

Jednotky, v nichž se výsledky měření uvádějí, jsou standardizované v intervalu 0 až 250 RU (Relative Unit). Sonda byla přikládána na nehtové lůžko 1. prstu DK, pouze v případech nedostupnosti tohoto místa na dorsum DK do oblasti mezi 1. a 2. prstem.

Zvolené výchozí parametry léčebné intervence vakuově-kompresní terapie (přetlak, podtlak a doby trvání jejich plat) nebyly pro všechny pacienty stejné, nýbrž vycházeli jsme z parametrů předprogramovaných výrobcem v řídicím počítači přístroje pro VCT podle indikací v souladu se základními diagnózami jednotlivých pacientů (viz tabulka 2 v kapitole „Výsledky“).

Během procedury byly však tyto výchozí parametry upravovány s cílem dosáhnout co nejlepšího vlivu VCT na mikrovaskulární i makrovaskulární perfuzi léčené končetiny. Tento postup průběžné modifikace biotropických parametrů VCT v průběhu procedury lze označit jako řízení typu „on-line“, kdy se v reálném čase snažíme dosáhnout optimálního cíle, avšak nikoliv plně automaticky, ale za přispění operátora, zde zdravotnického pracovníka, který sleduje průběh odezvy pacientovy končetiny na aktuální parametry podávané léčebné procedury a reaguje na ně svými řídicími zásahy v podobě úprav léčebně aplikovaných hodnot přetlaku, respektive podtlaku, případně i dob trvání tlakových platů.

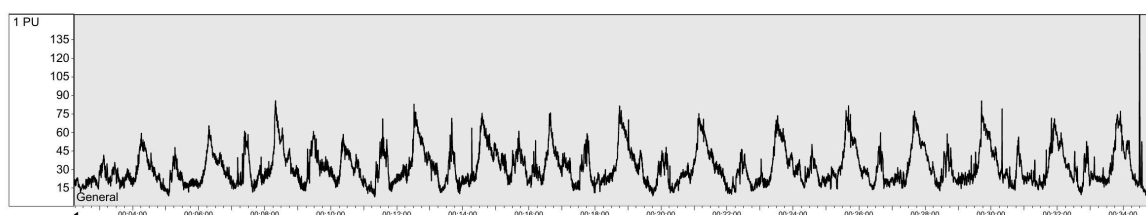
6.3.2 Dosažené výsledky

Léčebné efekty podávání procedury VCT u sledovaných devíti pacientů v přehledné, ale stručné formě podávaná následující tabulka 4:

Subjekt č.	Léčebné efekty VCT						
	Vývoj makro-vaskulární perfuze během procedury	Maxim. rozkmit změn objemu	Interval saturace arteriální krve kyslíkem	Vývoj mikro-vaskulární perfuze (před – během - po proceduře)	Aplikované parametry procedury	Hodnoceno subjektivně	Hodnoceno objektivně
	PI (%)	(ml)	SpO2 (%)	(Rel.unit, RU)	+kPa / -kPa		
1	2,9 – 5,0	+ 100 - 80	90 - 95	20 – 32 - 27	+5 / -5 +5 / -7	Zlepšeno	Efekt vynikající +++
2	neměřeno	+ 200	neměřeno	20 – 22 - 24	+5 / -6 +5 / -5 +6 / -2	Zlepšeno	Efekt hraničně přínosný + / -
3	1,5 – 4,5	+ 150	91 - 97	10 – 22 - 18	+4 / -7 +5 / -5 +6 / -3	Zlepšeno, známky prokrvení	Efekt přínosný ++
4	0,5 – 1.1	+ 60	95 - 99	17 – 19 - 25	+6 / -6 +4 / -8 +3 / -3	Zlepšeno	Efekt hraničně přínosný ++
5	1,8 – 5,1	+ 100 - 50	95 - 97	5 – 11 - 16	+5 / -7 +5 / -9 +5 / -5 +9 / -9 +2 / -2	Zlepšeno	Efekt vynikající +++
6	0,9 – 3,2	+ 20 - 30	88 - 95	4 – 12 - 7	+5 / -5 +6 / -6 +5 / -7 +5 / -5 +7 / -7	Nejisté	Efekt objektivně přínosný +
7	0,2 – 1,2	+ 30 - 30	95 (deprese až na 80)	15 – 21 - 23	+5 / -8 +4 / -4 +3 / -3 +3 / -5	Končetina jeví známky prokrvení	Efekt přínosný ++
8	2,3 – 4,9	+ 40 - 50	92 - 96	47 – 60 - 56	+6 / -5 +5 / -4 +5 / -3	Zlepšeno	Efekt vynikající +++
9	1,0 – 4,4	+ 20 - 40	95 - 99	32 – 40 - 55	+6 / -8 +6 / -6	Končetina svěže červ.	Efekt vynikající +++

Tabulka 4: Souhrnné léčebné efekty podávání procedury VCT u sledovaných 9 pacientů.

Subjekt č. 1 reagoval na VCT velmi dobře. Efekty léčby je možno hodnotit jako vynikající. Pokud lze ze zkušeností porovnávat, je výchozí hodnota perfuzního indexu $PI = 2,9 \%$ pro pacienta vyššího věku s dlouhodobým onemocněním diabetem obvyklá, spíše ještě poměrně dobře přijatelná. Během procedury VCT však tato hodnota zřetelně rostla a dosáhla víceméně plně fyziologické hodnoty 5% . Rovněž mikrovaskulární perfuze krátce po zahájení procedury vzrostla a její časový průběh sledoval periodické změny přetlaku a podtlaku během VCT, což dokládá dobrou reakci cévního systému, zvl. kapilár, na tuto léčbu (obr. 21).



Obr. 21:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 1.

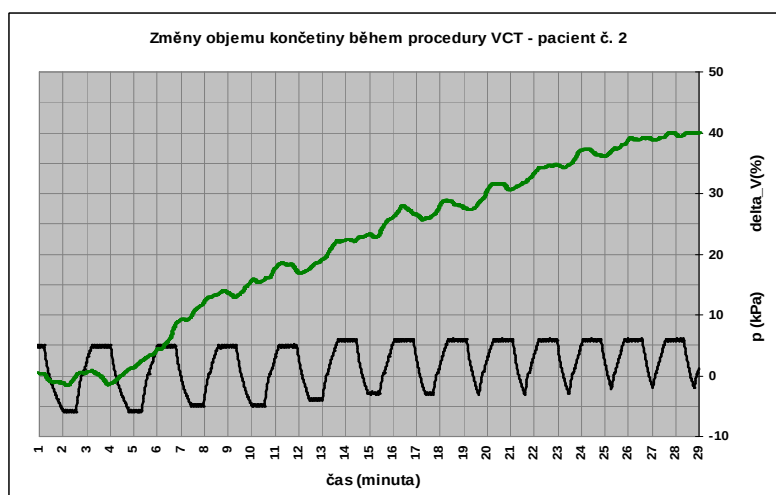
Vyjádřeno v relativních jednotkách standardizované laserové dopplerovské flowmetrie (61, 63,) bylo ve srovnání s klidovým stavem mikrovaskulárního prokrvení před procedurou docíleno v průběhu procedury zvýšení z průměrných 20 RU (Relative Unit) na průměrných 32 RU, tedy inkrement 60% . I po skončení procedury přetrvával 35% průměrný přírůstek (střední hodnota 27 RU). Uváděny jsou vždy časové střední hodnoty.

Saturace arteriální krve kyslíkem (SpO_2) nebyla procedurou VCT prakticky ovlivněna (běžné kolísání je v intervalu $90 - 95\%$). Vyměňovaný volum krve, estimovaný ze změřených změn objemu končetiny, kolísal periodicky podle přetlakových a podtlakových fází terapie mezi maximem $+100\text{ml}$ a minimem -80ml ; celkově se objem léčené části končetiny tedy velmi mírně zvětšil.

Výchozí léčebně fyzikální parametry procedury nebylo v jejím průběhu nutno příliš korigovat. Ovšem vzhledem k velmi dobré toleranci procedury a s cílem zvýšit hodnotu PI byl při nezměněném přetlaku $+5\text{kPa}$ zvýšen podtlak z -5kPa na -7kPa . Zamýšleného dalšího vzrůstu PI bylo dosaženo, aniž by se projevil nepříznivý důsledek nadměrného váznutí nasávané krve v léčené končetině. Pacient se cítil subjektivně dobře a objektivní výsledky významně zlepšené makrovaskulární i mikrovaskulární perfuze dávají trofotropní

předpoklady k celkovému zlepšení jeho velmi závažné a limitující polyneuropatie dolních končetin.

U subjektu č. 2 se bohužel nepodařilo změřit změny makrovaskulární perfuze, neboť po zahájení procedury se nechtěným pohybem jeho končetiny (důsledek tremoru) sesmekla měřící sonda. Pletysmograficky však byla měřena změna objemu končetiny (obr. 22):



Obr. 22:

*Změna objemu končetiny u pacienta č. 2 během procedury VCT
(1 % delta_V odpovídá přibližně objemu 5 ml).*

Tento objem výrazně rostl, i když byl snižován evokující podtlak (při konstantním přetlaku +5kPa z výchozí hodnoty -6kPa postupně na -5kPa, -4kPa, -3kPa). Tento víceméně nežádoucí vzrůst byl však stabilizován až snížením podtlaku na -2kPa při současném zvýšení přetlaku na +6kPa. Ačkoliv léčený pacient nepochybně trpí zúžením artérií a na jeho končetině nebyl patrný otok, je pro jeho léčbu paradoxně vhodnější využívat převahy přetlaku nad podtlakem, neboť jinak by nasátá krev nebyla z jeho léčené končetiny účinně eliminována, což by vedlo k sekundárnímu postupnému snižování přítoku čerstvé arteriální krve. Nasátá krev se zjevně nestačí vracet, zvyšuje se žilní tlak a ten je zčásti přenesen i na venózní konec kapiláry, čímž se snižuje kapilární resorpce. V rámci kapilární cirkulace lze tak předpokládat výraznou převahu filtrace nad resorpcí provázenou též hromaděním osmoticky aktivních metabolitů v intersticiu a zvyšováním jeho onkotického tlaku.

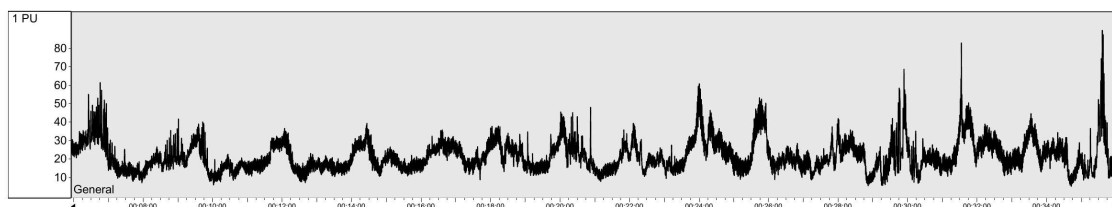
Radikální úprava výchozích předprogramovaných parametrů procedury však měla být zřejmě provedena již záhy po zahájení procedury, kdy v končetině nevázl ještě tak velký objem venózní, resp. smíšené krve, který lze odhadnout až na 200 ml. Těmto závěrům odpovídá i vývoj mikrokapilární perfuze, kde z výchozí průměrné hodnoty 20 RU došlo

během procedury ke zvýšení na 22 RU (nárůst pouhých 10 %). Zajímavé však je, že po ukončení procedury mikrokapilární perfuze neklesá, ale dále roste až na hodnotu 24 RU (20% inkrement oproti výchozí hodnotě). Rovněž pacient subjektivně pociťoval proceduru jako velmi přínosnou a zvláště po jejím ukončení hodnotil stav své končetiny jako zlepšený.

Z výsledků je patrné, že neuropatické a ischemické potíže pacienta zřejmě překrývají jeho potíže se zhoršeným žilním návratem, které se projeví právě při podávání procedury VCT s parametry primárně určenými k léčbě výrazných arteriálních problémů, avšak při zachovaném dobrém žilním návratu krve. VCT však pacienta ani tak nikterak nepoškodila, prokazatelně zvýšila jeho mikrovaskulární perfuzi a je škodou, že se nepodařilo změřit i vliv na perfuzi makrovaskulární.

Subjekt č. 3 trpí neuropatickými i angiopatickými potížemi indukovanými diabetem, které se staly příčinou nedávné amputace palce DK (končetina ještě s obvazem). Tato končetina byla přitom předmětem léčby VCT, tudíž zde laserová dopplerovská sonda pro flowmetrii (průtokometrii) nebyla umístěna na nehtové lůžko, ale na dorsum nohy do oblasti mezi 1. a 2. prstem.

Během procedury bylo dosaženo signifikantního vzrůstu makrovaskulární perfuze (PI vzrostl z 1,7 % na 4,5 %). Tohoto skvělého výsledku bylo zřejmě docíleno v souvislosti s regulací tlakových parametrů procedury v jejím průběhu. Výchozí předprogramovaná hodnota +4kPa / -7kPa byla nejprve upravena na +5kPa / -5kPa a poté, co ani tato úprava nevedla k výraznému vzrůstu PI, byly zvoleny parametry +6kPa / -3kPa. Teprve poté kontraproduktivně zvýšený objem (+150 ml) léčené části DK klesl a mohl se plně projevit přísun čerstvé arteriální krve, indukovaný vakuovou fází period VCT. Tento efekt se promítl i do dalšího zvýšení mikrovaskulární perfuze, patrného v poslední třetině trvání procedury (obr. 23):



Obr. 23:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 3.

Celkově časová střední hodnota mikrovaskulární perfuze vzrostla ze zřetelně patologicky pozměněné hodnoty 10 RU před procedurou na 22 RU během procedury a po skončení procedury setrvala na hodnotě 18 RU. Pacient byl subjektivně zlepšen; končetina jeví i barevné známky zlepšeného prokrvení.

Celkový efekt je možno hodnotit jako přínosný, ačkoliv ještě nikoliv jako vynikající. Navíc se zde opět projevila specifická pacienta, kdy celková cévní nedostatečnost, zahrnující zřejmě jak arteriální, tak i venózní složku, působí opět – stejně tak, jako u pacienta č. 2 - potíže se žilním návratem, čímž se snižuje efektivita eliminační přetlakové fáze s výchozí hodnotou přetlaku. Teprve po zvýšení tohoto přetlaku a především po výrazném snížení hodnoty vakua v nasávací podtlakové fázi se v plné míře mohl projevit příznivý účinek VCT.

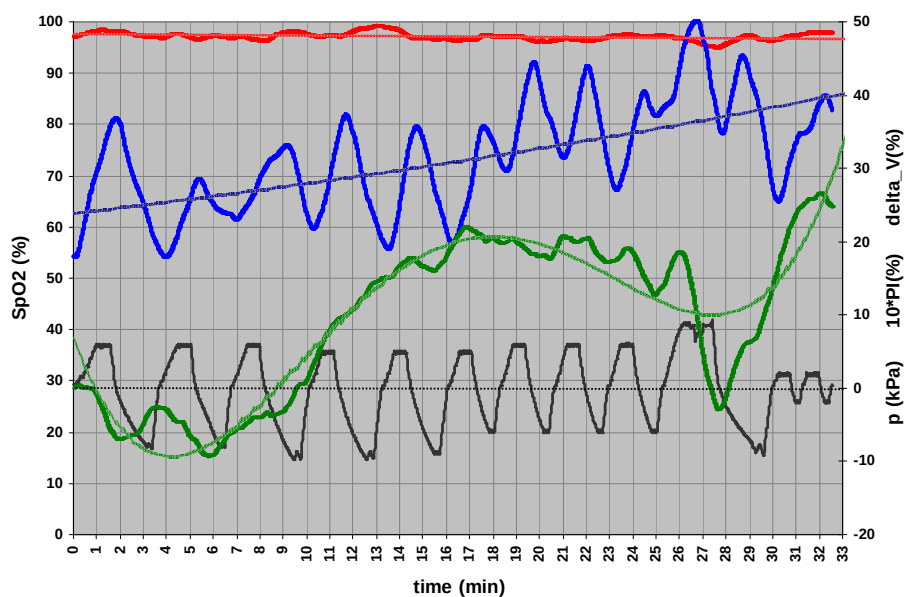
Subjekt č. 4 se ostatním ve studii poněkud vymykal. Jednalo se o mladého pacienta po těžkém úrazu DK s mnohočetnými zhmožděnými, majícími za následek amputaci palce DK. Končetina má výrazně poškozenou funkci, především v důsledku neuropatie n. femoralis, takže i 11 měsíců po vlastním traumatu vykazuje stále známky poruchy trofiky, bledost a ochablost. Tomu odpovídá i velmi nízký iniciální perfuzní index ($PI=0,5\%$). Ten se během procedury jen neochotně zvětšoval na hodnotu pouze o málo větší než-li 1 ($PI=1,1\%$). Výměna volumu krve ve fázích přetlaku a podtlaku činí sotva pouhých $\pm 30\text{ml}$, ačkoliv byly zvoleny výchozí parametry přetlak/podtlak 6 kPa / -6 kPa. Teprve změnou těchto parametrů na +4kPa / -8kPa se docílilo zřetelného nasávání čerstvé okysličené krve do končetiny, čemuž odpovídalo i docílení jejího jasně červeného akra. Výrazná převaha podtlaku se zde tudíž ukázala jako přínosná a perfuzní index alespoň mírně rostl. Avšak po jeho mírném a relativně krátkodobém vzrůstu začal perfuzní index opět stagnovat, neboť do končetiny, která zvětšila svůj objem přibližně o pouhých 60 ml, již přestává pod vlivem vakuové fáze VCT účinně proudit další čerstvá arteriální krev. Eliminaci tohoto stavu napomohlo radikální a současné snížení jak přetlaku, tak i podtlaku na hodnoty +3kPa / -3kPa, čímž bylo docíleno opětovného, i když velmi mírného zvyšování perfuzního indexu PI.

Ani mikrovaskulární perfuze během procedury příliš nevyniká svým vzrůstem (ze 17 RU jen na 19 RU), avšak po ukončení procedury dále roste až na stabilních 25 RU (přírůstek téměř 50%). Zdá se, že na velmi ochablou, následky traumatu a neuropatií poškozenou, dystrofickou končetinu nelze s úspěchem působit vyššími hodnotami přetlaku/podtlaku a tím ani vyšším tlakem v těsnici nafukovací manžetě. Šetrný léčebný efekt je naopak možno

vyvolat nižšími hodnotami těchto parametrů, popřípadě jejich častější změnou. V těchto netypických a složitých případech je jistě zvláště vhodné individuální doladění léčebných parametrů VCT dle okamžitého vývoje diagnostických veličin, monitorovaných přístrojem v reálném čase průběhu procedury.

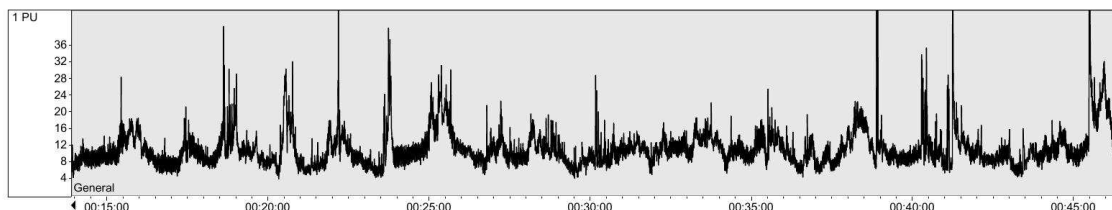
V rámci podávání procedury VCT pacientu č. 4 se jako přínosné zřetelně ukázalo střídání poměrně krátkých časových úseků podávání radikálnějších hodnot přetlaku / podtlaku s relaxačními, uvolňovacími časovými úseky nízkých hodnot přetlaku / podtlaku. Zdá se, že tento postup je obecně užitečný u většiny složitějších případů.

Subjekt č. 5, diabetik, se dostavil na proceduru VCT v těžkém stavu senzomotorické neuropatie; končetiny jsou velmi ochablé, výrazně bledé, neprokrvené, se známkami celkově velmi špatné trofiky. Tomu odpovídá jak nízká výchozí hodnota perfuzního indexu ($PI = 1,8\%$), tak i nízká průměrná hodnota mikrovaskulární perfuze před procedurou (5 RU). Po zahájení procedury je patrný trend růstu perfuzního indexu (modrá křivka, obr. 24) i zřetelné zvýšení hodnot mikrovaskulární perfuze (obr. 25).



Obrázek 24:

Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO2 (červená křivka) včetně regresních křivek (tence stejnobarevně) u pacienta č. 5 během procedury VCT (1 % změny objemu nepulzující složky krve v končetině ΔV odpovídá přibližně objemu 5 ml).



Obrázek 25:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 5.

I při výchozích předprogramovaných léčebných parametrech procedury +5kPa / -7kPa se však objem končetiny (zelená křivka na obr. 24) spíše snižoval a proto byl ještě dále zvýšen podtlak (až na -9kPa). Poté objem končetiny zřetelně rostl (až na +100 ml přírůstku) a byl zaznamenán i určitý vzrůst perfuzního indexu. V souvislosti s až příliš rostoucím objemem končetiny se však potenciál tohoto růstu rychle vyčerpává, takže zhruba v polovině 30 minutové procedury opět měníme její parametry, a to na +5kPa / -5kPa, což indukuje stabilizaci až mírný pokles objemu končetiny a další zřetelný nárůst perfuzního indexu až k hodnotě $PI=5\%$.

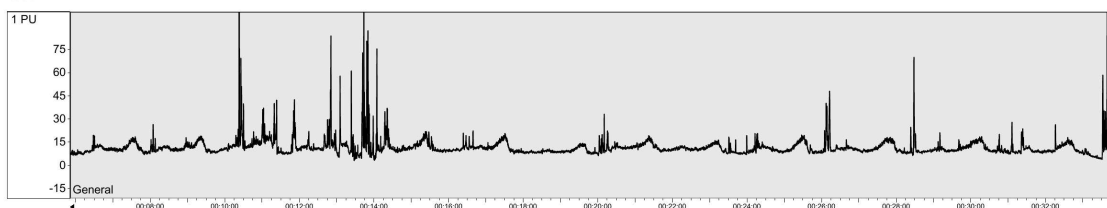
V závěru procedury se pokoušíme radikálním zvýšením léčebných parametrů na hodnoty +9kPa / -9kPa dosáhnout ještě dalšího nárůstu ukazatele makrovaskulární perfuze PI, což se nám však daří jen krátce, načež rychle dochází ke snížení objemu končetiny (které se u tohoto pacienta jeví jako dosti nežádoucí) i k mírnému poklesu perfuzního indexu PI. Pacient také již začíná subjektivně pociťovat určitý diskomfort plynoucí z nezbytnosti udržet zvyšováním tlaku v těsnici manžetě hermetičnost uzavření aplikátoru i při vyšším léčebném přetlaku +9kPa. Situaci řešíme radikálním snížením hodnot přetlaku/podtlaku na „udržovací“ úroveň +2kPa / -2kPa, což se kupodivu nyní ukazuje jako dostatečné k opětovnému vzestupu objemu končetiny i perfuzního indexu PI.

Je zajímavé, že mikrovaskulární perfuze nevykazuje tak výraznou závislost na léčebných parametrech procedury, ačkoliv nižší hodnoty tohoto ukazatele prokrvení zřetelně odpovídají časovému intervalu až příliš zvýšeného objemu končetiny kolem poloviny doby trvání procedury, což by mohlo odpovídat zhoršenému odvodu žilní krve z končetiny a tím i druhotně poněkud horšímu vstupu arteriální krve do kapilár.

Přes veškeré tyto aspekty, hodné důkladné diskuse, byl efekt vakuově-kompresní terapie u pacienta č. 5 vynikající.

Subjekt č. 6 představuje případ velmi těžkých periferních komplikací cukrovky, kdy je přítomna jak arteriální ischemická složka (PA(O)D - peripheral arterial (occlusive) disease, ICHDK), tak žilní insuficience a rovněž tak i neuropatie a zjevná porucha trofiky.

Přesto se aplikací procedury VCT objektivně podařilo zvýšit významně mikrovaskulární perfuzi z časové střední hodnoty 3,9 RU před procedurou na hodnotu 11,6 RU během procedury a docílit i jejího stabilního zvýšení po proceduře na hladině odpovídající časové střední hodnotě 7,7 RU. I když jsou tyto hodnoty v celém našem souboru pacientů v absolutním měřítku nejhorší, jedná se o vysoce signifikantní vzrůst mikrovaskulární perfuze. Situaci ilustruje obr. 26, ze kterého je patrné, že hodnota mikrovaskulární perfuze vzrostla, i když méně, než-li u jiných případů a s větším zatížením šumy. Je patrné, že za tímto vzrůstem prokrvení stojí vliv VCT, odrážející se i na křivce mikrovaskulární perfuze zřetelnými periodickými odezvami na střídání kompresní a vakuové fáze procedury.



Obrázek 26:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 6.

Zároveň vzrostl i perfuzní index PI z hodnoty 0,9 % až na hodnoty kolem 3 %. Objem krve, vyměňovaný periodicky mezi centem a periferií, byl však malý (přibližně +20ml, -30ml) a nastával obtížně.

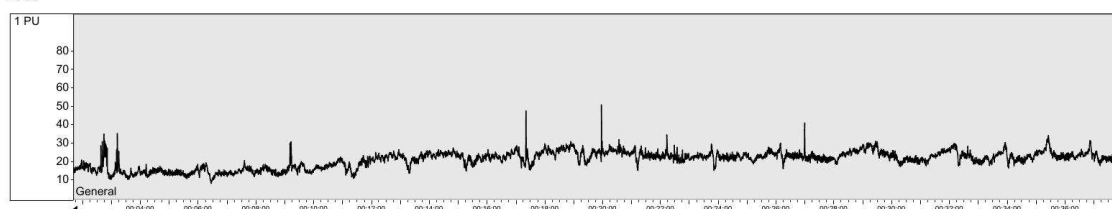
V průběhu procedury byly prováděny časté regulační změny a úpravy léčebných parametrů, uskutečňované ovšem jen v relativně úzkém intervalu hodnot tlaků a podtlaků. Přetlak byl regulován v rozmezí +5kPa až +7kPa, podtlak v rozmezí -5kPa až -7kPa. Otázkou tedy zůstává, zda by u tohoto pacienta nebylo stejných výsledků dosaženo i bez jakýchkoliv úprav hodnot léčebných tlaků a podtlaků, tudíž jen s využitím preprogramovaných parametrů procedury v celém jejím průběhu.

Okamžitý subjektivní efekt podání procedury byl nejistý, ale vzhledem k objektivně změřeným hodnotám lze efekt procedury hodnotit jako objektivně přínosný, i když zatím – z pohledu evaluace první procedury v sérii – zřetelně nižší.

Subjekt č. 7 byl opět vyššího věku a s těžkými periferními následky dlouholetého onemocnění diabetem a pokročilou ICHDK. Obě DK byly velmi slabé, bledé, dystrofické. Problémem při aplikaci VCT bylo, že pacient byl extrémně oběhově citlivý na jakýkoliv sebemenší útlak na končetině, takže i velmi šetrné utěsnění končetiny pružnou kaučukovou nafukovací manžetou vyvolávalo omezení přítoku i odtoku krve do mimořádně ochablé končetiny, která zřejmě nečelila zevnímu tlaku, jenž se pak takřka bez jakékoliv tkáňové bariéry uplatňoval až na jejích cévách. V důsledku toho vždy při přetlakové fázi procedury, kdy nezbytně musel poněkud vzrůst tlak v těsnici manžetě, krátkodobě klesala hodnota saturace arteriální krve kyslíkem až pod fyziologickou mez 90%.

Vakuově-kompresní terapie ovšem léčebně fungovala i za těchto neoptimálních podmínek, přičemž v každé periodě vyměňovala mezi periferií a centrem zhruba symetrický objem +30ml, -30ml krve. Vliv přísunu okysličené krve se tudíž projevil v mírném vzrůstu perfuzního indexu z extrémně nízké hodnoty $PI=0,2\%$ na hodnotu kolem $PI=1,2\%$. Ačkoliv i tato hodnota je malá, projevil se zcela zřetelný vizuální efekt jasněho zčervenání léčené končetiny, patrný zvláště na akrech DK. V této souvislosti je třeba uvážit, že i 1% nárůst PI znamená významné zvýšení minutové nabídky čerstvé krve v léčené distální části končetiny zhruba o 100 ml/min.

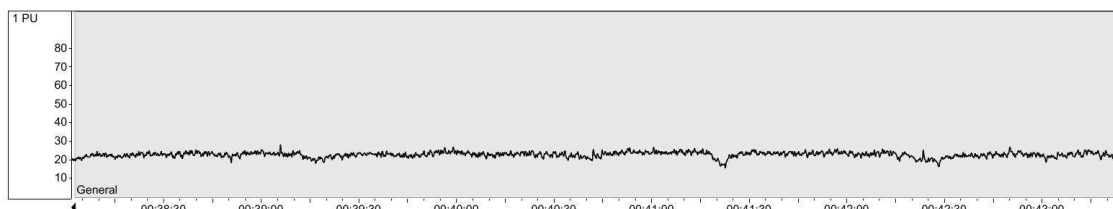
Příznivý vývoj zaznamenala mikrovaskulární perfuze (obr. 27), která během procedury vzrostla z výchozí časové střední hodnoty 14,9 RU před procedurou na časovou střední hodnotu 20,8 RU během procedury (40% inkrement).



Obrázek 27:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 7.

Po proceduře (obr. 28) tato hodnota dokonce dále stoupala a setrvala na stabilní, kvazikonstantní časové střední hodnotě 22,6 RU (vzhledem ke stavu před podáním procedury přibližně 50% inkrement). Přitom ke vzrůstu mikrokapilární perfuze během procedury docházelo v její první polovině doby trvání pomalu a plynule; dosažená hodnota však byla již stabilní a po ukončení procedury dále mírně vzrostla a setrvala.



Obrázek 28:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie po proceduře VCT u pacienta č. 7.

K dosažení těchto příznivých výsledků zřejmě přispěly i regulační úpravy léčebných tlakových parametrů, prováděné během procedury. Nejprve byl snížen podtlak, který by dlouhodoběji vedl ke zbytečnému a zřejmě i kontraproduktivnímu zvětšení objemu končetiny. Toto zvětšení objemu, i kdyby bylo malé, by u tohoto složitěho případu omezilo další dostatečný přítok arteriální krve evokovaný vakuovými fázemi procedury. Dále se ukázalo, že pro tohoto pacienta bylo příznivé i další snižování hodnot přetlaku /podtlaku až na +3kPa/-3kPa (viz tabulka 4). Snížení tlakové zátěže končetiny vedlo k dalšímu zlepšování prokrvení, ovšem jen krátkodobě, neboť brzy se projevil důsledek nedostatečného nasávání arteriální krve. Proto musela být ke konci 30 minutové procedury opět zvýšena hodnota podtlaku alespoň na -5kPa.

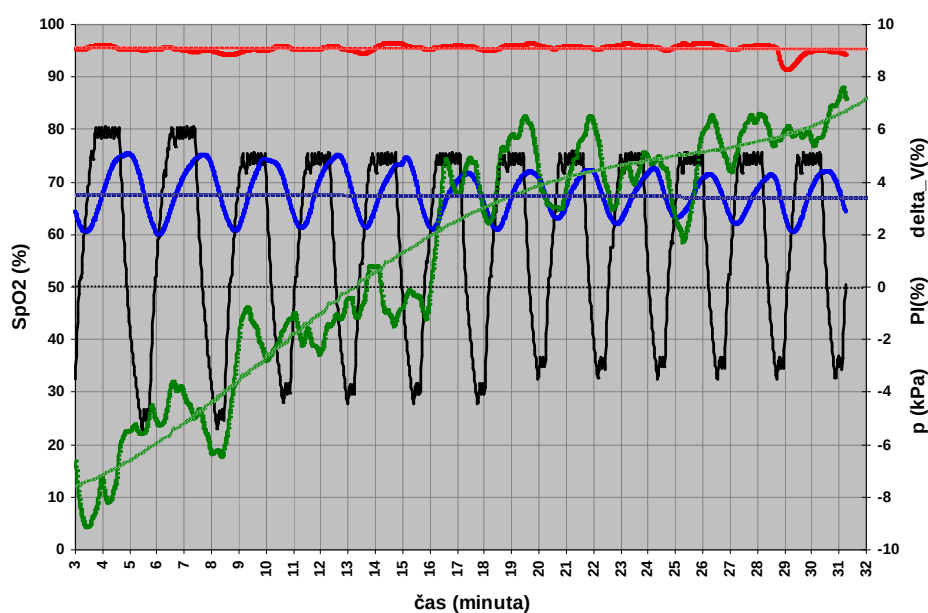
Subjektivně se končetina pacienta podáním jediné procedury VCT zlepšila, především bylo nutno ocenit její příznivé barevné změny. Efekt VCT lze hodnotit i u tohoto velmi složitěho případu jako velmi přínosný.

Subjekt č. 8 představuje v našem souboru pacientů jistou singularitu:

Jedná se o ženu ve věku 78 let, ovšem bez onemocnění cukrovkou, ve vynikající kondici, sportující, která se k proceduře VCT dostavila krátce po cyklistické projížďce. I zřejmě proto byla její výchozí hodnota mikrovaskulární perfuze vysoká (47 RU). Procedura VCT byla indikována z důvodů přetrvávajících bolestí a edému po kontuzi bérce DK. U pacientky jsou

dále anamnesticky přítomny dlouholeté projevy lymfovenózní insuficience, ovšem nevýrazné, kompenzované a bez trofických změn. Po zahájení procedury mikrovaskulární perfuze okamžitě vzrostla a během trvání celé procedury dosáhla vysoké časové střední hodnoty 60 RU (28% inkrement); po proceduře tato hodnota jen velmi mírně poklesla.

Vývoj makrovaskulární perfuze, indikovaný perfuzním indexem PI, byl rovněž výrazný: Hodnota PI dokonale reagovala na střídání fází přetlak / podtlak a z iniciální hodnoty 2,3 % stoupala až k hodnotě 5 %. Zajímavý byl též vývoj změn objemu končetiny, který po úvodním prudkém poklesu (cca –50 ml) dále víceméně monotónně stoupal během celé procedury (zelená křivka, obr. 29); ve druhé polovině procedury však již jen velmi mírně.



Obrázek 29:

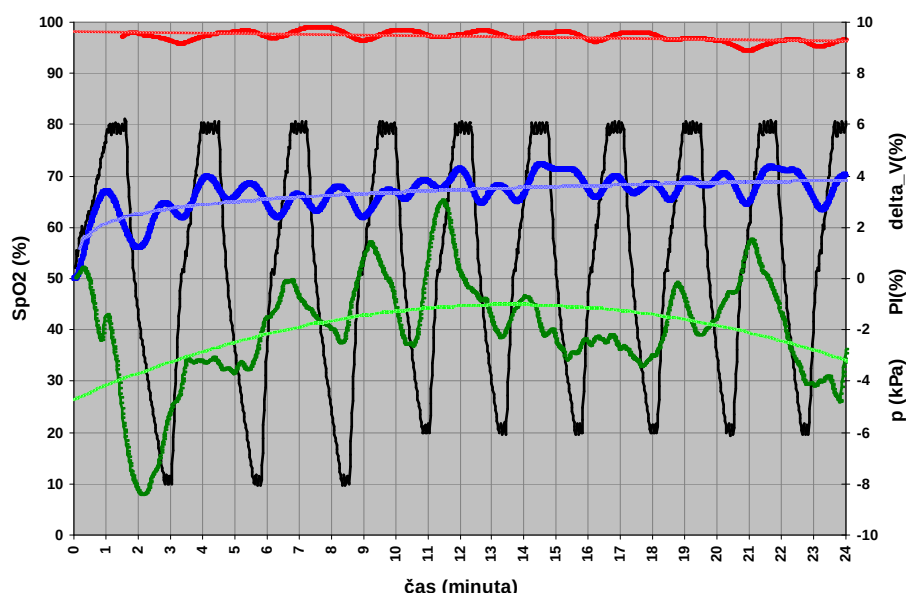
Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO2 (červená křivka) včetně regresních křivek (tenace stejnobarevně) u pacienta č. 8 během procedury VCT (1 % změny objemu nepulzující složky krve v končetině delta_V odpovídá přibližně objemu 5 ml).

V přijatelných mezích se ovšem vzrůst objemu dařilo udržovat jen za cenu snižování podtlaku (postupně –5kPa, –4kPa, –3kPa), viz tab. 4. Lze usuzovat, že efekt procedury VCT by byl zřejmě velmi dobrý i bez těchto regulačních úprav hodnot léčebného přetlaku a podtlaku; tyto regulační úpravy však příznivý efekt procedury dále posilují. Saturace arteriální krve kyslíkem setrvává přitom ve vynikajícím intervalu kolem 95%.

Efekt VCT je u pacientky vynikající, barevné změny končetiny svědčí i vizuálně o významném příspěvku této procedury k jejímu prokrvení; subjektivně vnímá pacientka proceduru jako přínos k její celkové kondici i zlepšení pocitu v léčené končetině.

Subjekt č. 9 je 65 letý diabetik trpící senzorickou polyneuropatií DK a především recidivujícími onemocněními erysipelem, po kterých jsou na DK patrné výrazné pigmentační, ale též trofické známky. Jinak je jeho celkový zdravotní stav i kondice velmi dobrá. Této skutečnosti odpovídá i vynikající iniciální hodnota mikrovaskulární perfuze 32 RU. Ovšem hodnota perfuze makrovaskulární, ohodnocená pomocí perfuzního indexu PI, je pouze 1,0%. Ani po zahájení procedury VCT s poměrně výraznými parametry +6kPa / -8kPa nedochází mezi periferií a centrem k výměně velkých objemů krve (tato výměna se uskutečňuje přibližně v mezích +20ml, - 40ml). Objem končetiny je tudíž po většinu doby trvání procedury menší, než-li byl objem iniciální. Křivka změn objemu ovšem dokonale kopíruje periodická střídání fází přetlaku a podtlaku VCT, takže o účinnosti této fyzikálně – léčebné procedury pro tohoto pacienta není z tohoto pohledu nejmenších pochyb.

Perfuzní index roste z výchozí hodnoty 1 % až na hodnotu kolem 4 %. V době přibližně 1/3 doby trvání procedury však již jeho vzrůst nepokračuje, což lze vnímat v příčinné souvislosti s postupným nárůstem objemu léčené části končetiny, který brání vstupu další čerstvé arteriální krve. Proto byly biotropní parametry procedury upraveny na +6kPa / -6kPa (podtlak byl snížen), na což pacient reaguje rychlým poklesem objemu léčené končetiny a dalším mírným nárůstem perfuzního indexu PI a jeho následným setrváváním na velmi příznivé a přínosné hladině kolem 4 % (viz obrázek č. 30):

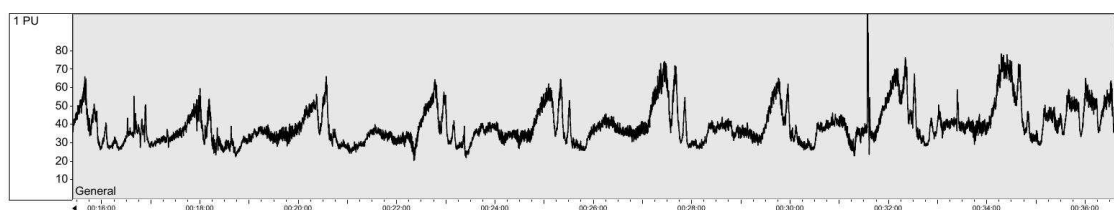


Obrázek 30:

Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO2 (červená křivka) včetně regresních křivek (tenčí stejnobarevně) u pacienta č. 9 během procedury VCT (1 % změny objemu nepulzující složky krve v končetině delta_V odpovídá přibližně objemu 5 ml).

Během celé procedury setrvává saturace arteriální krve kyslíkem na vynikajících hodnotách mezi 95 % až 99 %, jen lehce ovlivňovaných periodickými arteficiálními poklesy této veličiny působenými mírným zvyšováním tlaku v těsnici manžetě během přetlakových fází, kdy tento těsnicí tlak dosahuje hodnot kolem 9 až 10 kPa (přibližně 75mmHg).

Mikrovaskulární perfuze zvyšuje svoji časovou střední hodnotu z iniciálních 32 RU těsně před procedurou na 40 RU během procedury (25% inkrement). Časový průběh této veličiny je velmi zajímavý: Vzrůst hodnot mikrovaskulárního prokrvení probíhá víceméně plynule po celou dobu procedury, avšak zejména patrná jsou cyklická maxima odpovídající ovšem jak přetlakové fázi (vyšší maximum), tak – v případě tohoto pacienta – i podtlakové fázi (nižší maximum) každé periody VCT, což lze hodnotit velmi pozitivně (obr. 31):



Obrázek 31:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie po proceduře VCT u pacienta č. 9.

Vakuová fáze VCT přitom u většiny pacientů nasává čerstvou arteriální krev do končetiny a připravuje tak podmínky, aby se v následující přetlakové fázi – po eliminaci venózní a smíšené krve z končetiny – mohla tato okysličená arteriální krev účinně proniknout do otevřených kapilár a zvýšenou kapilární filtrací zabezpečit přenos kyslíku k buňkám cílových tkání. Maxima provázející vakuovou fázi VCT tudíž zřejmě svědčí o velmi dobré individuální schopnosti končetiny pacienta č. 9 maximálně využívat veškerých možností VCT a zachovalé elasticitě cévního řečiště.

Subjektivně končetina pacienta krásně svěže červená a, což je velmi zajímavé, barevně se během procedury zřetelně normalizují i vizuálně výrazně postižená ložiska po opakovaných onemocněních erysipalem, spojená nejen se změnou pigmentace, ale zřejmě i s trofickými poruchami. Pacient vnímá proceduru velmi pozitivně. Celkový efekt podané procedury je všestranně vynikající.

6.3.3 Didaktické zpracování experimentálních výsledků

Medicínsky pojaté výsledky experimentálně uskutečněných kasuistik, předložené v předchozí kapitole, jsou z lékařského hlediska vigilance účinků sledované fyzikálně-léčebné metody plnohodnotné a vyčerpávající (pomíjíme vynechání některých grafů z důvodů přehlednosti a kompaktnosti předložených výsledků). Didaktický význam této formy výsledků pro účely rozvoje fyzikálního myšlení lékařů oboru RFM je však dosti malý. V dalším textu práce proto přistoupíme k didakticky cennějšímu zpracování výsledků těchto experimentálních kasuistik.

Celkově u všech devíti pacientů sumarizuje vývoj mikrovaskulární perfuze pod vlivem podané procedury VCT tabulka 5:

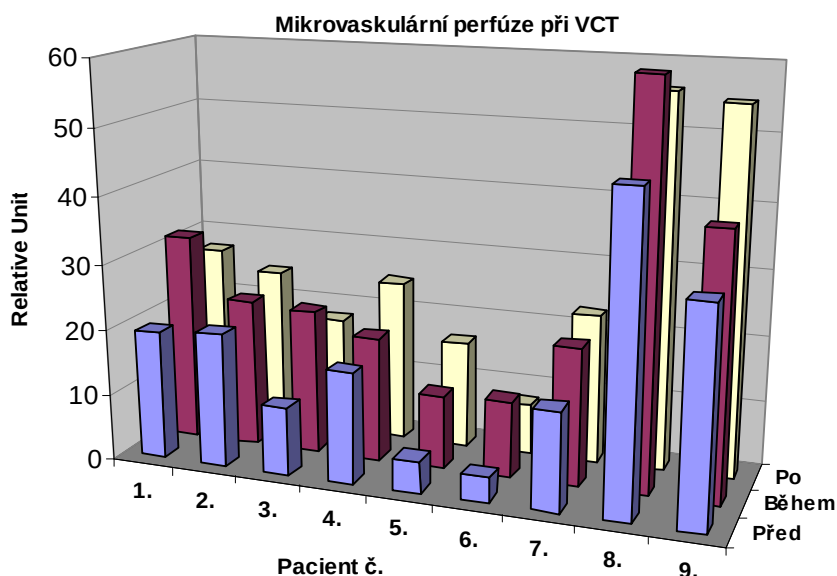
Ovlivnění mikrovaskulární perfuze podáním VCT				
Patient		Procedura		
		Před	Během	Po
1	Average	19,6	31,7	27,2
	St. Dev.	6,7	14,6	11,2
2	Average	20,4	22,5	24,5
	St. Dev.	5,0	11,1	15,4
3	Average	10,3	21,9	17,8
	St. Dev.	3,1	8,5	7,1
4	Average	16,8	18,9	24,6
	St. Dev.	5,8	8,1	6,0
5	Average	4,9	11,2	16,2
	St. Dev.	0,9	4,7	7,1
6	Average	3,9	11,6	7,7
	St. Dev.	1,1	7,1	6,0
7	Average	14,9	20,8	22,6
	St. Dev.	1,5	4,4	1,4
8	Average	46,7	59,7	56,1
	St. Dev.	4,2	29,9	16,3
9	Average	32,3	39,6	54,8
	St. Dev.	1,8	11,2	11,6

Tabulka 5:

Časová střední hodnota (Average) mikrovaskulární perfuze a její směrodatná odchylka (St. Dev.) před, během a po podání procedury VCT v souboru devíti studovaných pacientů.

Vliv VCT na zvýšení mikrovaskulárního prokrvení během procedury je vysoce signifikantní (hladina významnosti $p=0,0005$). Rovněž tak vliv VCT na přetrvávající zvýšení mikrovaskulárního prokrvení po proceduře je spojen s vysokou hladinou významnosti

$p=0,001$. Z tabulky 5 je též patrné, že k příznivému vlivu na mikrovaskulární perfuzi měřenou prostřednictvím laserové dopplerovské průtokometrie dochází prakticky u všech pacientů, ovšem v různé míře. Nižší vzestup mikrovaskulární perfuze během procedury je obvykle kompenzován dalším vzestupem této veličiny, ke kterému dochází ihned po ukončení procedury. Didakticky velmi dobře a přehledně tuto situaci ilustruje třídimenzionální graf na obrázku 32:

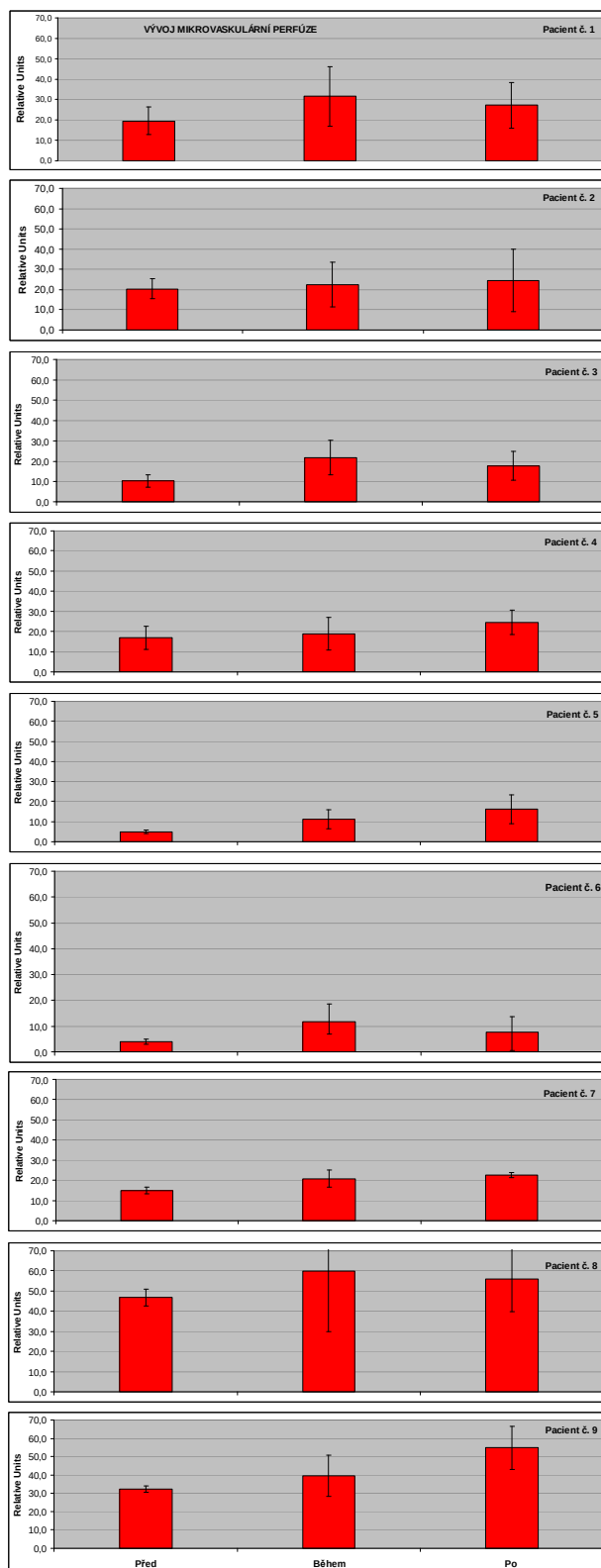


Obrázek 32:

Grafické vyjádření vývoje časové střední hodnoty mikrovaskulární perfuze před, během a po proceduře VCT.

Třídimenzionální graf na obrázku 27 je sice ilustrativní, ale je v něm poněkud potlačeno vědomí proporcí hodnot mikrovaskulární perfuze u jednotlivých pacientů a v jednotlivých stavech (před, během a po léčbě fyzikální metodou VCT).

Ilustrativní, ale přece jen poněkud nepřehledný třídimenzionální graf je ovšem možno nahradit tradičními dvoudimenzionálními grafy pro jednotlivé pacienty (obr. 33), ze kterých je velmi dobře patrný přínos VCT pro mikrovaskulární perfuzi u jednotlivých pacientů ve sledovaném souboru. Pro didakticky významnou možnost srovnání je osa závisle proměnné ve všech případech ve stejném měřítku:



Obrázek 33:

Dvojdimenzionální grafy přínosu podané procedury VCT na mikrovaskulární prokrvení pro jednotlivé pacienty sledovaného souboru.

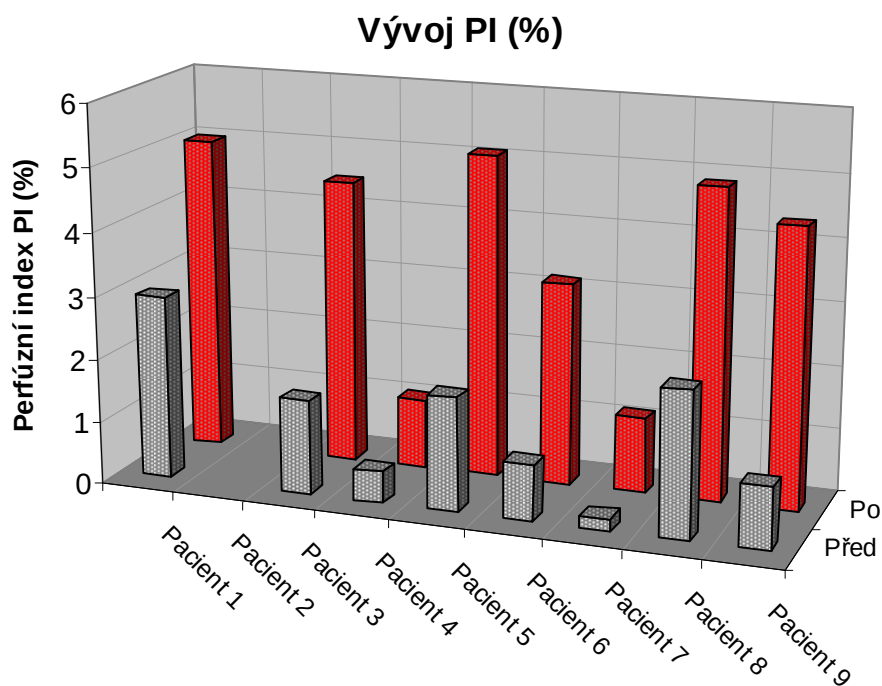
Přirozeně, že se mikrovaskulární prokrvení měnilo u jednotlivých pacientů v různé míře. Pokud budeme výsledky hodnotit především z pohledu zřejmého cíle dosažení co největšího vzrůstu mikrokapilárního prokrvení, které se před procedurou nacházelo na velmi nízké úrovni, pak jednoznačně největší přínos zaznamenal pacient č. 5, u kterého činil nárůst během procedury 129 % a vzhledem k pokračujícímu zlepšování mikrovaskulárního prokrvení i po ukončení procedury byl celkový vzrůst 231%. To znamená, že úroveň jeho mikrovaskulární perfuze vzrostla přibližně 3,3krát. Tento vynikající výsledek je ovšem číselně dán i tím, že tento pacient „startoval“ z mimořádně špatné výchozí hodnoty 4,9 RU.

Inkrement mikrovaskulární perfuze, pojaté jako časová střední hodnota v průběhu procedury, byl vynikající rovněž u pacienta č. 1 (nárůst 62%), u pacienta č. 3 (nárůst 113%) a u pacienta č. 6 (nárůst 197%). Naopak vynikající efekt na zvýšení mikrovaskulární perfuze, avšak zaznamenaný s určitou prolongací, tedy po ukončení samotné procedury, je patrný u pacienta č. 7 (52%) a u pacienta č. 9 (70%). Přijatelný prolongovaný efekt vykazuje i pacient č. 4 (47%).

U pacienta č. 2 byl zaznamenán sice malý, ale nezanedbatelný přírůst mikrovaskulárního prokrvení jak během procedury (10%), tak i s prolongací (20%). Pacient č. 8 vykazuje jak během procedury (28%), tak i po proceduře (20%) jen menší inkreментy mikrovaskulární perfuze, ovšem zde už byla velmi vysoká i iniciální hodnota. Je vůbec překvapující, že i krátce po cyklistickém tréninku dokázala VCT ještě dále zvyšovat úroveň mikrovaskulárního i makrovaskulárního prokrvení dolní končetiny.

Statisticky se v našem souboru devíti pacientů pohybuje aritmetický průměr inkrementu časové střední hodnoty mikrovaskulární perfuze, vyvolaný podáním iniciální procedury VCT, kolem 70 %.

Změny makrovaskulárního prokrvení byly oceněny perfuzním indexem PI (tabulka 4). Změny perfuzního indexu vlivem podání VCT vykazují vysokou hladinu významnosti $p=0,0004$. Z grafu na obrázku 34 je didakticky velmi dobře patrný individuálně příznivý, ale různě intenzivní vliv procedury VCT u všech léčených pacientů:



Obrázek 34:

Úroveň makrovaskulárního prokrvení léčené končetiny oceňovaná pomocí perfuzního indexu PI těsně před a těsně po podané proceduře VCT pro jednotlivé pacienty studovaného souboru.

Pacient č. 2 nebyl z důvodů sesmeknutí sondy z jeho tremorem postižené končetiny změřen, ovšem vizuálně pozorované efekty zčervenání léčené končetiny během procedury VCT napovídají, že i u tohoto pacienta by byla změna perfuzního indexu signifikantně příznivá.

U všech ostatních pacientů bylo měřením prokázáno významné zvýšení hodnoty perfuzního indexu PI.

Přitom je z naměřených hodnot zřejmé, že velmi malé výchozí hodnoty perfuzního indexu (PI do hodnoty 1 %) se relativně silně zvyšují (v průměru 3krát), ale konečné dosažené hodnoty jsou i tak stále menší, než-li v případech, kdy výchozí hodnota perfuzního indexu byla již sama o sobě vyšší. Průměrná výchozí hodnota pro tyto 4 případy je 0,6 %; průměrná hodnota po proceduře VCT činí 2,5 %.

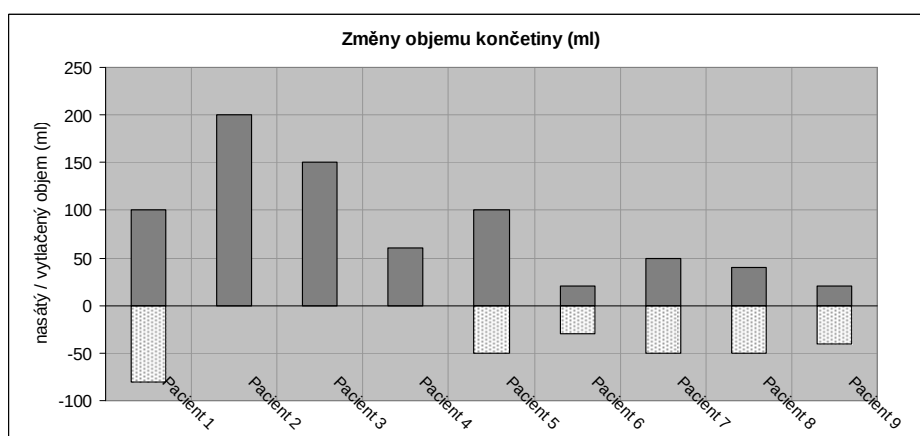
Pro vyšší iniciační hodnoty perfuzního indexu (4 případy, PI větší než-li 1 %, průměrná výchozí hodnota 2,1 %) je sice výsledný perfuzní index po podané proceduře VCT v průměru

přibližně pouze 1,5krát vyšší, než-li hodnota iniciální, ovšem dosahované absolutní hodnoty jsou přirozeně vyšší (průměrná hodnota po proceduře VCT činí 4,9 %).

Celkově pro všech 8 změřených pacientů vzrostla průměrná iniciální hodnota perfuzního indexu, který před procedurou činil 1,4 %, na hodnotu 3,7 %.

Lze konstatovat, že hodnoty perfuzního indexu, které jsme v naší studii zaznamenali, se i přes jejich významný nárůst vlivem podání procedury VCT pohybují zřetelně níže, než-li hodnoty, které jsou měřeny u zdravých probandů, kde není obtížné cíleným působením VCT dosahovat hodnot PI blížících se až 10 %. Je ovšem nutno připomenout, že v našem souboru šlo v naprosté většině o osoby vyššího věku a osoby trpící závažnými onemocněními postihujícími jejich periferně cévní aparát, jakož i to, že šlo o podání první, iniciální procedury VCT.

Změny objemu končetiny během působení VCT jsou pro jednotlivé pacienty velmi individuální (obr. 35); ve většině případů i celkově však převažuje nasátý objem nepulzující složky objemu krve v končetině nad nepulzujícím objemem krve z končetiny vytlačeným.



Obrázek 35:

Bilance poměru maximálních hodnot objemu nasáté a objemu vytlačené krve během procedury VCT pro jednotlivé pacienty.

Průměrná hodnota objemu krve nasáté procedurou a v končetině setrvávající i po jejím ukončení představuje pro jednoho pacienta přírůstek objemu léčené části končetiny přibližně 50 ml. Zajímavé je, že u pacientů, kde nasátý objem krve jednoznačně a výrazně převyšuje objem vytlačený (pacient č. 2, 3, 4) bylo dosahováno méně výrazného okamžitého zlepšení makrovaskulární i mikrovaskulární perfuze; ke zlepšování spíše docházelo s určitou prolongací. Tato souvislost bude mimo jiné analyzována v následující diskusi.

Dále vzniká didakticky významná otázka, zda prokázaný přírůstek úrovně makrovaskulárního prokrvení (PI) a prokázaný přírůstek úrovně mikrovaskulárního prokrvení, dosažené podáním fyzikálně-léčebné procedury VCT, jsou ve vzájemné souvislosti, korelaci, čili zda zvýšení jednoho z těchto ukazatelů prokrvení indikuje i velmi pravděpodobné zvýšení druhého ukazatele. Pro toto předběžné posouzení jsme shrnuli v následující tabulce 6 absolutní změny obou ukazatelů makrovaskulárního i mikrovaskulárního prokrvení. Pro makrovaskulární perfuzi je to rozdíl mezi vyšší hodnotou perfuzního indexu po proceduře a nižší hodnotou tohoto ukazatele před procedurou VCT. Pro ohodnocení absolutní změny mikrovaskulárního prokrvení použijeme jako výslednou hodnotu laserové dopplerovské flowmetrie aritmetický průměr časové střední hodnoty získané z měření uskutečňovaného během celé procedury a časové střední hodnoty získané z měření prováděného ještě po určitou dobu po ukončení procedury, kdy tato doba vesměs odpovídá dosažení ustálené hodnoty měřené veličiny (obvykle 10 až 20 minut).

	Rozdíl hodnot před a po proceduře	
	Makrovaskulární perfuze PI (%)	Mikrovaskulární perfuze (RU)
Pacient 1	2,1	9,9
Pacient 2	[2,0]	3,1
Pacient 3	3,0	9,6
Pacient 4	0,6	5,0
Pacient 5	3,3	8,8
Pacient 6	2,3	5,8
Pacient 7	1,0	6,8
Pacient 8	2,6	11,2
Pacient 9	3,4	14,9
Koefficient korelace 0,7		

Tabulka 6:

Rozdíl hodnot ukazatelů identifikujících makrovaskulární a mikrovaskulární perfuzi před a po proceduře VCT pro jednotlivé pacienty souboru.

Poznámka: Hodnota perfuzního indexu pro pacienta č. 2, která se z technických příčin nepodařila změřit, byla skepticky odhadnuta na hodnotu PI = 2.

Vypočtený korelační koeficient 0,7 (hladina významnosti $p=0,03$) nasvědčuje statistické vazbě mezi vzájemně souvisejícím vlivem VCT na zlepšování makrovaskulární i mikrovaskulární perfuze současně. Pokud by tomu tak doopravdy bylo, pak by z měření

perfuzního indexu bylo možno s jistou mírou spolehlivosti usuzovat i na změny mikrovaskulárního prokrvení. Statistická významnost vypočteného korelačního koeficientu je však pro tyto závěry příliš nízká, což je především důsledek malého počtu pacientů v této studii.

6.3.4 Didaktická diskuse

Ilustrativní studie experimentálních kasuistik byla zaměřena především na kvantitativní ohodnocení vlivu podání jediné procedury VCT na makrovaskulární i mikrovaskulární perfuzi léčené dolní končetiny.

Didaktický dopad této studie, jejího zpracování a správné interpretace i optimálního začlenění do výuky lékařů oboru RFM lze považovat za stěžejní. O efektu podpory periferní perfuze vlivem fyzikální léčby VCT hovoří prakticky všechny odborné práce zabývající se VCT. Většinou si nekladou za cíl prokrvení objektivně měřit, ale usuzují na jeho zlepšení jen z klinických efektů léčby (např. zhojení kožního defektu nebo zmenšení jeho plochy, McCulloch a Akbari, literatura (71); zmenšení otoku DK, Ghaderi, literatura (18)) a už vůbec si nekladou za cíl výsledky experimentů didakticky využít.

Hypotetický výklad účinků VCT podložený bohatou klinickou praxí a statistikou zřejmě jako první podává Tielroy (122), s většinou jehož předpokladů lze dodnes sice plně souhlasit, nicméně se celý problém VCT dnes jeví jako značně složitější, než-li se původně přepokládalo. O biofyzikální experimentální objektivizaci VCT se z českých autorů opakovaně a s úspěchem pokoušeli Průcha, Pitr a Záhlava (86, 87, 88, 89), avšak skutečně exaktní kvantifikaci vlivu VCT na přímé zvýšení dodávky kyslíku léčené končetině na základě retrospektivní analýzy experimentů s radionuklidem technecia, s remisní spektrofometrií a s senzometrickou pletysmografií podal až Ticháček, Průcha et al. (124). Mezitím o vynikajících klinických efektech VCT ve svých odborných článcích, knižních publikacích i konferenčních příspěvcích z českých a slovenských autorů informovali zejména Štvrtinová, Matoušek, Božek, Gúth, Leisser, Nakládalová, Poděbradský, Resl, Tomanová, Marková, Pitr, Kunc aj. (19, 36, 41, 43, 44, 52, 53, 58, 62, 69, 70, 73, 90, 92, 97, 99, 118, 119, 120, 123, 124). V jejich příspěvcích byl ovšem kladen zřejmý důraz na klinický pohled,

nikoliv na exaktní měření biologických veličin. Výjimku tvoří cenná práce zahraničního autorů Ah. K. Samy, MacBaina a Hutchinsona (105), kteří ve studii 13 pacientů s chronickou ischemickou chorobou DK provedli přesná měření saturace arteriální krve kyslíkem (S_aO_2 ... měřeno z krve, nikoliv neinvazivní sondou pulzního oximetru), žilního parciálního tlaku kyslíku (p_vO_2) venózního parciálního tlaku oxidu uhličitého (p_vCO_2), koncentrace vodíkových iontů ($[H^+]$, pH) a koncentraci laktátu. Autoři zjišťují, že u všech pacientů se bezprostředně po proceduře VCT hodnoty saturace arteriální krve kyslíkem S_aO_2 i hodnoty venózních plynů (O_2 , CO_2) nezměnily. Avšak již 15 minut po ukončení procedury byly všechny sledované parametry vůči hodnotám před procedurou signifikantně zlepšeny (tab. 7):

	Arterial S_aO_2	Venous p_vO_2	Venous p_vCO_2	$[H^+]$	pH
Před	94,3%	4,1 kPa	6,6 kPa/litr	41,6 umol/litr	7,301
15 min po	97,8%	4,6 kPa	6,6 kPa/litr	40,6 umol/litr	7,391
Hladina významnosti	$p = 0,002$	$p = 0,003$	---	$p = 0,004$	

Tabulka 7: Sledované změny krevních plynů O_2 a CO_2 a změny pH po proceduře VCT.

Autoři, kteří uskutečnili tato měření v roce 1993, (Glasgow), pracovali s dnes již velice obsolentním přístrojem, který vyžadoval stálý a značně vysoký vysoký tlak v těsnici manžetě (minimálně kolem 20 kPa, tj. cca 150 mmHg). Autoři správně uzavírají, že tímto tlakem byla značně omezena výměna krve mezi centrem a léčenou periferií; přesto se však příznivý efekt VCT dostavil, ale až po určité, krátké době po proceduře a zřejmě v daleko menší míře, než-li by byl potenciál vlastní VCT schopen poskytnout. Experimentálně doložené prolongované zvýšení koncentrace a parciálního tlaku kyslíku v cévách 15 minut po proceduře VCT může souviset s nárůstem objemu nepulzující složky krve v léčené končetině během procedury VCT. Tento objem je do určité míry zřejmě představován i objemem čerstvé, kyslíkem nasycené krve, která je vlivem VCT soustředěna v prekapilárních rezervoárech cévního řečiště a která bude teprve postupně do vstupovat do kapilár, zlepšovat arteriovenózní tlakový gradient a předávat svoji zásobu kyslíku léčeným tkáním. Rovněž může jít o objem krve, která se již nachází v nově otevřených nebo posílených kapilárách. Komplexní hodnocení vlivu VCT zároveň nemůžeme omezovat jen na evaluaci okamžitých změn prokrvení a změn objemu končetiny během procedury. Lze předpokládat, že nasátý volum krve hledá cesty průtoku i v dosud nerozvinutých arteriálních kolaterálách, jakož i v neotevřených kapilárách,

čímž vytváří a posiluje průřez celé arteriální a kapilární vaskulatury, případně působí na novotvorbu kapilár (122). Nejen snížení extravazálního tlaku spojené s lepší filtrací kyslíku a látek do tkání, ale i snížení intravazálního tlaku uvnitř cév pak ve spolupráci se zvýšeným objemem krve v cévách, přirozeně na jejich arteriální straně, může přispívat nejen k okamžitým, ale právě k dlouhodobým efektům VCT (97, 122, 123, 124), představovaným vznikem a rozvojem arteriálního kolaterálního řečiště.

Tkáně vystavené působení VCT jsou navíc působením VCT výrazně aktivovány a zatímco v klidových tkáních je většina kapilár kolabována a převážná část krve protéká preferenčními kanály z arteriol do venul, v aktivních tkáních se metarterioly a prekapilární sfinktery dilatují. Intrakapilární tlak stoupá, převyšuje kritický uzavírací tlak cév a krev proudí větším počtem otevřených kapilár. V aktivovaných tkáních se rovněž mohou vytvářet vazodilatační metabolity, které přispívají k relaxaci hladké svaloviny metarteriol a prekapilárních sfinkterů. Snad může i klesat aktivita sympatických vazokonstrikčních nervů inervujících hladkou svalovinu.

Nynější přístroje pro VCT aplikují ovšem v těsnicí manžetě podstatně menší tlaky, než tomu bylo v době výzkumu Samy, MacBaina a Hutchinsona (105), a navíc se tyto tlaky adaptivně mění dle momentální fáze VCT. To znamená, že vyšší těsnicí tlak se může objevit jen ve vrcholné fázi přetlaku a v jeho plató, ovšem i pak je jen o 1kPa až 3kPa vyšší, než-li je léčebný tlak. Ve fázi vakuové může být tlak v těsnicí manžetě dokonce menší, než-li je absolutní hodnota tlaku léčebného. Navíc jsou těsnicí manžety moderních přístrojů konstruovány tak, aby proximální úsek končetiny co nejméně zaškrcovaly. K dalšímu snížení tlaku v těsnicí manžetě lze přispět i dokonalým motorickým, počítačově ovládaným polohováním výšky i sklonu aplikátoru vůči léčené končetině, jakož i používáním optimálních, stranově nastavitelných křesel.

Předložená studie experimentálních kasuistik je zřejmě jednou z prozatím opravdu mála studií VCT využívajících změřených exaktních dat a usilujících o didaktické uplatnění získaných výsledků.

Co se týče mikrovaskulární perfuze, lze v současné době stěží nalézt jinou operativní přístrojovou metodu vhodnou k exaktní evaluaci této fyziologické veličiny, než-li je laserová dopplerovská flowmetrie. Tato metoda je v současnosti „zlatým standardem“ pro měření

kapilární perfuze (82, 121, 130). Má přirozeně svoje omezení, která vyplývají zejména z nemožnosti ohodnotit výsledek měření jistou konkrétní fyziologickou veličinou s jasným fyzikálním rozměrem. Výsledky měření lze uvádět jen v relativních jednotkách (Relative Unit, RU). Tyto hodnoty lze sice velmi přesně v intervalu 0 až 250 RU kalibrovat, ale nelze je přesně vztáhnout ke konkrétnímu stavu prokrvení v kůži. Záleží přirozeně rovněž na umístění sondy. Při pečlivé práci a standardizovaném referenčním místě alokace sondy (v našich měřeních s výjimkou pacientů č. 3 a 6 nehtové lůžko palce DK) lze však s určitou mírou tolerance výsledky vzájemně porovnávat i pro různá měření různých pacientů.

Velkou didaktickou výhodou je relativně snadné a dostupné využití této metody i během výukových praktik:

Perfuzní index se ukázal jako operativní ukazatel makrovaskulární perfuze končetiny (97, 123, 124). Nesmíme ovšem opomenout, že ze svého principu bude přítok krve do eliminované, vyprázdněné periferní vaskulatury přeceňovat a naopak přítok krve do naplněné vaskulatury podhodnocovat. I proto perfuzní index standardně poskytuje vyšší hodnoty pro přetlakovou fázi VCT a nižší hodnoty pro podtlakovou fázi VCT. Pro evaluaci účinku VCT je tudíž důležitější jeho celková integrální hodnota za celou kvaziperiodu, případně za větší počet cyklů nebo dokonce za celou dobu podávání procedury. Rozhodující pro ocenění účinku VCT na prokrvení je rovněž zřetelná cyklická odezva této veličiny na fáze přetlaku a podtlaku VCT, se kterou jsme se setkávali prakticky ve všech sledovaných případech.

Změny objemu jsme v naší studii vyhodnocovali prostřednictvím bezkontaktní kapacitní impulzní pletysmografie. V různé míře jsme potvrdili, že přetlaková fáze VCT vyvolává eliminaci venózní a smíšené krve z končetiny (a zřejmě i zvýšenou lymfatickou drenáž), čímž se objem končetiny zmenšuje a naopak vakuová fáze nasává do léčené končetiny čerstvou krev, čímž objem této končetiny vzrůstá. Ve dvou případech však docházelo k víceméně monotónnímu vzrůstu objemu končetiny (pacient č. 2 a pacient č. 3), ačkoliv i v těchto případech je patrné mírné periodické snižování objemu synchronní s přetlakovou fází VCT (viz obr. č. 22), avšak svoji intenzitou nedostatečné. V těchto případech (zvl. u pac. č. 2) je s tímto jevem jednoznačně spojen nižší efekt VCT, zejména na makrovaskulární perfuzi. V jiných případech jsme se snažili již záhy omezit nadměrné zvyšování objemu končetiny (pacient č. 5), (pacient č. 8), (pacient č. 9), čímž se nám podařilo dosahovat zvláště příznivého potřebného růstu perfuzního indexu PI. V těchto případech jsme byli nuceni zcela opustit

zažitý koncept VCT a i v případech jasných arteriálních ischemických onemocnění nevolit převahu podtlaku nad přetlakem. V případě pacientů č. 2 a č. 3 s jasně ischemickým onemocněním jsme dokonce pro dosažení alespoň přijatelně přínosných efektů VCT byli nuceni modifikovat parametry procedury tak, aby přetlak zřetelně převyšoval absolutní hodnotu podtlaku, i když by tomu dle tradičně uznávaných názorů takto nemělo být.

Dále jsme shledali, že určitý poměr hodnot přetlaku/podtlaku může přinášet skutečně optimální vliv na prokrvení, ale jen po určitou omezenou dobu v rámci průběhu procedury, načež jeho další efekt postupně slábne a je tudíž vhodné provést další regulační úpravu těchto hodnot. Toto je patrné např. u pacienta č. 5, pacienta č. 8 a pacienta č. 9. Velmi efektivním se v této souvislosti zdá být náhlé snížení hodnot přetlak/podtlak na velmi malé hodnoty (pacient č. 4, pacient č. 5, pacient č. 7, pacient č. 8), přičemž by po jakémsi krátkodobém „uvolnění“ tlakových poměrů působících na končetinu bylo možno opět pokračovat v kontinuálním podávání procedury s maximálně účinnými, vyššími tlakovými parametry (vyššími hodnotami přetlaku i podtlaku).

Zdá se, že se zde setkáváme s obecnějšími projevy odezvy lidského organismu na působení biologicky aktivních fyzikálních podnětů, kdy jakákoliv dlouhodobá monotónnost podnětu může vyvolat nežádoucí adaptaci a tím i snížení léčebného efektu a kdy naopak efektivní střídání podnětů různých intenzit, dokonce proložené krátkými fázemi relaxace, může přinášet maximální léčebný efekt. Stejně tak se potvrzuje vysoká míra individuální odezvy na fyzikálně-léčebné tlakové podněty VCT, a to jak v rozdílech pozorovaných mezi jednotlivými pacienty, tak i během jediné procedury aplikované na jediného pacienta.

Zjištěné skutečnosti je nutno didakticky využít a v maximální míře tak přispívat k bourání irelevantních paradigmat, dosud ve fyzikální medicíně hojně přežívajících. Tato paradigmata vznikala chybnými interpretacemi empirie nebo nezdůvodněnými generalizacemi a dalšími generalizacemi v minulosti. K jejich překonání nemůže být lepšího postupu, než-li využití experimentu a jeho didaktického uplatnění.

Přes tyto niance, které by mohly přispět k dalšímu zdokonalení jak konstrukce přístrojů pro VCT, tak ke správnému provádění této procedury, lze uzavřít, že uskutečněný výzkum potvrdil významný vliv VCT na mikrovaskulární i makrovaskulární perfuzi léčené končetiny u všech sledovaných devíti pacientů s převážně ischemickými a neuropatickými potížemi na

DK spojenými s dlouhodobým onemocněním diabetem, ale i v případě flebologických onemocnění a poúrazových stavů. Míra účinku je přirozeně různá, ale celkově bylo dosaženo objektivně přínosných až zcela mimořádně vynikajících výsledků. Jen ve dvou případech z devíti je přínos sice objektivně i subjektivně patrný, ale pouze hraniční.

6.3.5 Dílčí závěr

Prostřednictvím exaktního měření mikrovaskulární i makrovaskulární perfuze léčené končetiny před, během i po proceduře byla na souboru devíti pacientů prokázána vysoká účinnost vakuově-kompresní terapie (VCT) na uvedené ukazatele periferního prokrvení. Pacienti přitom byli indikováni pro tuto léčbu především z důvodů periferních ischemických a neuropatických komplikací diabetu, případně pro poúrazové stavy a lymfovenózní insuficienci. Potvrdil se nejen významný léčebný potenciál VCT, ale i vliv optimálně regulovaných a individualizovaných parametrů této fyzikálně léčebné procedury, který dokáže její léčebný potenciál dále zvyšovat.

Veškeré tyto výsledky byly zpracovány a diskutovány tak, aby byl pro účely dalšího vzdělávání lékařů ve fyzice plně využit jejich významný didaktický potenciál.

6.4 Didaktický rozbor experimentální statistické studie

Předmětem naší snahy po didaktickém využití při dalším vzdělávání lékařů oboru RFM ve fyzice byl již jak samotný experiment, tak i soubor experimentálních kasuistik. Nyní se se stejným cílem ještě zaměříme na využití experimentální statistické studie. Přitom bude tak jako v předchozích případech čerpáno z výzkumů autora předložené práce, publikovaných (97), ale i dosud ještě nepublikovaných.

6.4.1 Použitý materiál a metodika

Studie byla provedena v roce 2012 v Hamzově odborné léčebně v Lužích – Košumberku. Do studie bylo zařazeno 44 pacientů s následujícími diagnózami (tabulka 8):

Diagnóza	Počet pacientů
Posttraumatické stavy (fraktury, osteosyntézy, distorze, luxace, kontuze)	12
Periferní parézy s účastí cirkulace vč. diabet. senzomot. polyneuropatie	8
ICHDK, PA(O)D	8
Algodystrofický syndrom	7
Degenerativní onemocnění pohybového aparátu (zvl. gonartróza)	3
Vertebrogenní alogický syndrom (2x ischialgia, 1x sy. cervicobrachialis)	3
Otoky končetiny v souvislosti s lymfovenózní insuficiencí	2
Akrocyanóza	1

Tabulka 8: Přehled pacientů zařazených do studie.

Pacientům byly podávány procedury VCT s obvyklými předprogramovanými léčebnými parametry přetlaku a podtlaku a dobami trvání těchto periodicky se střídajících fází VCT. V jedné léčebné sérii bylo podáváno průměrně 7 procedur, jejichž parametry nebyly během série nikterak modifikovány. Nebylo tedy využíváno technických možností zpětnovazebního řízení v podobě modifikací a úprav parametrů léčebné procedury, tedy řízení typu „on-line“ probíhajícího v reálném čase procedury s účastí operátora – zdravotníka. Byla však monitorována a automaticky databázově zaznamenávána odezva pacientovy léčené periferie týkající se změny objemu nepulsující složky krve v končetině, perfuzního indexu a saturace arteriální krve kyslíkem.

V dané studii bylo podáno celkem 292 procedur. Jelikož se naše studie nezaměřovala ani na jednotlivé diagnózy, ani na jednotlivé pacienty, ale na celkovou evaluaci typického, tedy charakteristického léčebného přínosu vakuově-kompresní terapie v její současné technické podobě, byly všechny podané procedury vyhodnoceny souhrnně. Kromě výchozího semikvantitativního zhodnocení míry očekávaného efektu jednotlivých podaných léčebných

procedur VCT byl pro všechny tři monitorované diagnostické veličiny vypočítán časový průběh střední hodnoty ze všech jejich realizací, tedy ze všech podaných procedur.

6.4.2 Dosažené výsledky

Výchozí fáze vyhodnocení výsledků studie byla z hlediska požadavku didaktické názornosti a jednoduchosti zaměřena semikvantitativně:

V přístrojové databázi záznamů všech tří sledovaných veličin bylo pro každou jednotlivou podanou proceduru VCT zjišťováno, zda a v jaké míře se během procedury hodnoty těchto diagnostických veličin měnily požadovaným způsobem, to znamená, zda objem končetiny nadměrně nerostl nebo nadměrně neklesal, zda saturace arteriální krve kyslíkem byla dostatečně vysoká a s neklesajícím trendem a zda perfuzní index jednak dostatečně zřetelně reagoval na fáze VCT a jednak celkově vykazoval rostoucí trend. Semikvantitativní hledisko poskytlo výsledky dle následující tabulky 9:

Semikvantitativní hodnocení	Výsledky v %
+++	33
++	47
+ / -	20
- -	0
- - -	0

Tabulka 9: Semikvantitativní hodnocení léčebných efektů u pacientů zařazených do studie.

Jinak vyjádřeno:

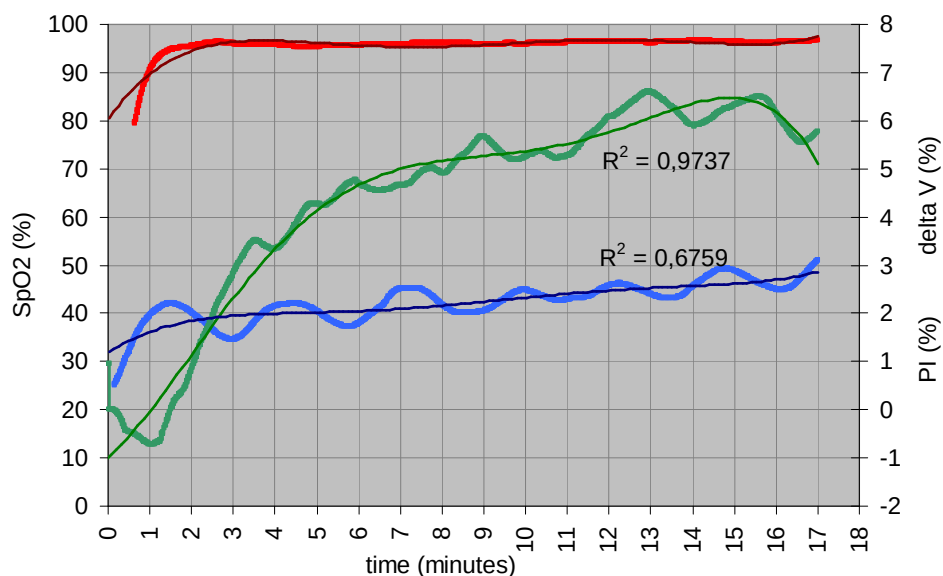
- 80 % podaných procedur má pro končetinu léčeného pacienta významný přínos z hlediska signifikantního zlepšení jejího prokrvení,
- ve 47 % případů bychom však mohli pravděpodobně dosáhnout ještě lepších efektů, pokud bychom podle monitorované okamžité odezvy pacienta na

proceduru bezprostředně upravili její parametry (nebo bychom tento úkol svěřili automatické přístroje),

- 20 % podaných procedur nelze vyhodnotit jako jednoznačně a zřetelně přínosných. Na této skutečnosti se však podílely i pohyby pacientovy končetiny ovlivňující snímací sondu, respektive i úplné uvolnění této sondy (její odpadnutí) z končetiny pacienta během procedury. V několika případech jsme z naměřených diagnostických dat dokázali odvodit i nežádoucí efekt částečného zaškrcení léčené končetiny těsnicí manžetou aplikátoru, ke kterému může zcela výjimečně docházet, např. u nevhodně sedícího pacienta, při špatném napolohování aplikátoru, při výjimečných anatomických odlišnostech pacienta nebo při použití zbytečně vysokých hodnot přetlaku.

Druhá fáze vyhodnocení byla již přísně kvantitativní. Pro všechny tři monitorované diagnostické veličiny byl ze všech podaných procedur vypočten časový průběh střední hodnoty, tedy časový průběh střední hodnoty všech realizací. Tyto střední hodnoty mají význam časově se vyvíjejících aritmetických průměrů, jsou tedy závislé na časovém průběhu procedury, viz následující obr. 36.

Uvedený postup lze též nazvat homogenizací dat. Poněvadž pacientům byly podávány procedury VCT s různou dobou trvání, musel být výpočet omezen na dobu nejkratší podané procedury, tj. na 17 minut. Modrá křivka představuje typický vývoj perfuzního indexu během podávání procedury VCT, zelená křivka představuje typický vývoj změn objemu nepulsující složky krve v končetině během podávání VCT a červená křivka představuje typický vývoj saturace arteriální krve kyslíkem během podávání procedury VCT. Odpovídající tenké plné čáry představují příslušné regresní polynomiální křivky.



Obr. 36:

Časové průběhy středních hodnot monitorovaných diagnostických veličin, získané jako aritmetické průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

Z grafů získaných homogenizací dat je na první pohled patrné, že perfuzní index PI (modrá křivka) během procedury VCT typicky osciluje v rytmu kvaziperiodického střídání přetlakové a podtlakové fáze (důkaz působení VCT) a zároveň vykazuje žádoucí mírně rostoucí trend (důkaz zvyšování nabídky čerstvé krve pro distální část končetiny vlivem VCT). Z typických výchozích hodnot kolem 2 % dosahuje typicky se vyvíjející perfuzní index PI až k hodnotám kolem 3 %. Budeme-li uvažovat jen tento 1% nárůst perfuzního indexu, pak na konci sledovaného časového intervalu procedury VCT (17. minuta) je v distální části léčené dolní končetiny zvýšena minutová nabídka čerstvé krve přibližně o 300 ml. Přitom uvažujeme, že distální část dolní končetiny, ovlivňovaná aplikátorem VCT, zahrnuje přibližně 500 ml nepulzujícího objemu krve (44) a klidová tepová frekvence je 60 tepů za minutu. Poněvadž během sledovaných 17 minut procedury je z hlediska regrese k průměru růst perfuzního indexu zhruba lineární, znamená to, že průměrný inkrement perfuze v léčené distální části dolní končetiny za celou sledovanou dobu 17 minut podávání VCT činí přibližně 150 ml za minutu. Pro horní končetinu bychom při předpokladu 200 ml nepulzujícího objemu krve v přímo léčené distální části této končetiny (131) dospěli k hodnotě přírůstku 120 ml čerstvé arteriální krve v 17. minutě podávání procedury VCT a k průměrnému přírůstku 60 ml/min během celých sledovaných 17 minut „průměrné“ procedury.

Uvedené propočty jsme ovšem uskutečnili za předpokladu neměnného nepulsujícího objemu krve v léčené končetině. Naše měření však jasně ukazují, že se objem „průměrné“ léčené končetiny během procedury VCT mírně zvětšuje (zelená křivka na obrázku 1). Poněvadž perfuzní index je počítán ze vztahu:

$$PI = \frac{A_{tep.}^{DIST}}{V^{DIST} + \Delta V^{DIST} + R} \cdot 100[\%] ,$$

kde:

$PI [\%]$ je perfuzní index,

$A_{tep.}^{DIST}$ je objem čerstvé krve přicházející do léčené části končetiny s každým novým srdečním pulzem (pulzující část objemu krve),

V^{DIST} je nepulsující část objemu krve v léčené distální části končetiny,

ΔV^{DIST} je přírůstek (+) nebo úbytek (-) nepulsující části objemu krve v léčené distální části končetiny, který byl vyvolán účinkem VCT.

R je chybová složka, vznikající při optickém měření perfuzního indexu remisí optického signálu z kůže, kosti, vaziva a jiných netrofických tkání v místě přiložení měřicí sondy,

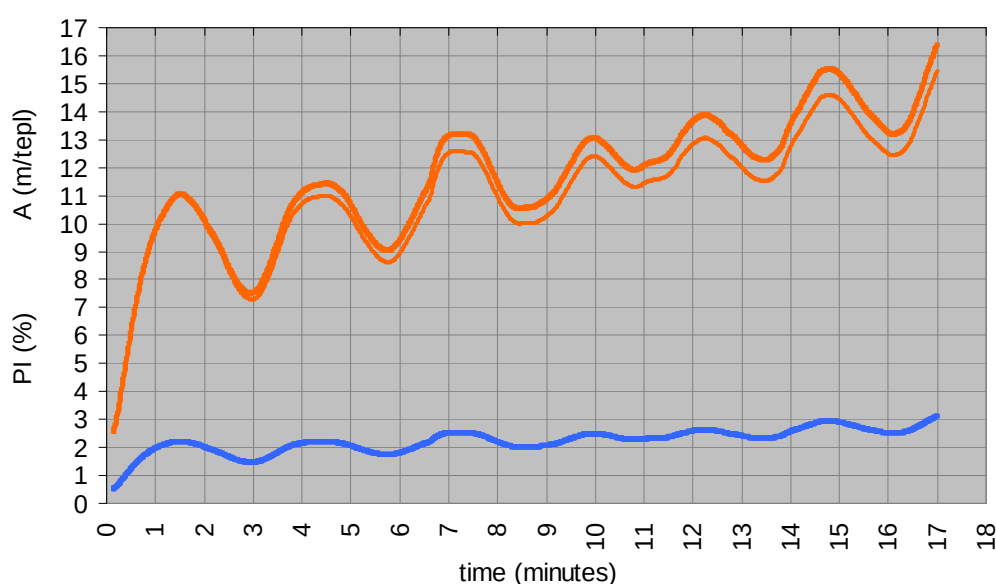
je nutno do přírůstku perfuze zahrnout i změny objemu končetiny, za které je při podávání procedury VCT téměř výlučně odpovědná trofická tkáň (krev). Za podmínky, že chybová složka měření $R=0$, je pak:

$$A_{tep}^{DIST} = \frac{1}{100} \cdot \{ PI[\%] \cdot V^{DIST} + PI[\%] \cdot \Delta V^{DIST} \} ,$$

zatímco dosud jsme uvažovali pouze:

$$A_{tep}^{DIST} = \frac{1}{100} \cdot \{PI[\%] \cdot V^{DIST}\} .$$

Zvětšení objemu nepulsující složky krve v léčené distální části končetiny vystavené působení procedury VCT může mít tudíž za následek i další zvýšení perfuze. Výsledek výpočtu časového průběhu střední hodnoty objemu čerstvé krve, přicházející do distální části „průměrné“ léčené končetiny s každým srdečním tepem, demonstruje graf na následujícím obrázku 32, ze kterého je dobře patrný postupný růst této pulzující složky krevního toku, přinášející do tkání kyslík a živiny



Obrázek 37:

Časové průběhy středních hodnot tepového objemu krve, dopravované do léčené distální části „průměrné“ končetiny, korigované na zvětšení objemu nepulsující složky krve v končetině vlivem VCT (silná oranžová křivka) a bez korekce (tenká oranžová křivka), ve srovnání s časovým průběhem střední hodnoty perfuzního indexu. Zobrazené veličiny jsou získané jako průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

V naší studii se přírůstek objemu léčené distální části končetiny – tedy přírůstek objemu nepulsující složky krve v končetině - pohybuje kolem 6 %, což pro průměrnou dolní končetinu představuje 30 ml nepulzující složky zahrnutého objemu krve a tím i další zhruba 10% nárůst perfuze. Pro horní končetinu je úvaha zcela analogická. Perfuze v léčené končetině může tedy na základě tohoto přírůstku nepulzujícího objemu krve vzrůstat dokonce i při nerostoucím perfuzním indexu. Přírůstek nepulzující složky objemu krve v léčené

distální části končetiny může navíc představovat nejen nepulzující objem, který se již nachází ve venózní části řečiště a nemůže tak již předat kyslík, ale případně i určitý objem krve, která dosud nepředala kyslík, neboť se nachází teprve v prekapilární části cévního řečiště, případně přímo v nově otevřených kapilárách. Tato úvaha by mohla vysvětlovat experimentálně doložené prolongované zvýšení koncentrace a parciálního tlaku kyslíku 15 minut po proceduře VCT (viz Diskuse), zatímco během vlastní procedury tyto změny nebyly zaznamenávány (105). Zde je však nutno zdůraznit, že zmiňovaný výzkum (105) byl uskutečněn před 20 lety s obsolentním typem přístroje, který léčenou končetinu oproti současným přístrojům silně zaškrcoval a omezoval tak volnou výměnu krve mezi periferií a centrem.

Je však zřejmé, že nárůst objemu končetiny lze akceptovat jen při trofotropní léčbě a průběh nárůstu objemu končetiny vlivem nasáté nepulzující složky objemu krve musí probíhat jen v jisté přijatelné míře.

V naší studii představuje tento průběh zelená křivka grafu na obrázku 31, vyjadřující charakteristický časový vývoj změny objemu končetiny během procedury VCT. I zde je patrná quasiperiodická reakce na fáze VCT přetlak/podtlak. Především je však zřejmé, že objem končetiny pod vlivem VCT typicky po krátkém poklesu, daném objemovým stlačením distální části léčené končetiny počátečním přetlakem (obr. 36), dosti znatelně roste. Končetina tak postupně dosahuje zvětšení až o 6 % objemu nepulzující složky krve, což pro dolní končetinu představuje již výše zmíněný absolutní přírůstek objemu o velikosti přibližně 30ml. Ke konci sledované doby podávání procedury tento přírůstek vykazuje ustálený, spíše již klesající trend, který je možným důsledkem samoregulace kapilární cirkulace. Veškeré tyto jevy mají jistě zásadní význam pro zlepšování perfuze léčené končetiny působením VCT a bude jim věnována náležitá pozornost v kapitole 4.4.3. Didaktická diskuse.

Červeně vyznačený graf na obrázku 31 představuje typický vývoj saturace arteriální krve kyslíkem (neinvazivně měřený pulzní oximetrií). Počáteční náběh této křivky je důsledkem použití frekvenčního Čebyševova filtru 4. řádu, je tedy důsledkem použitého technického řešení a nemá biologický význam. V dalším průběhu procedury můžeme pod vlivem VCT vysledovat již jen velmi mírný, nesignifikantní nárůst této veličiny, která během procedury zůstává spíše konstantní.

6.4.3 Didaktická diskuse

Studie jednoznačně prokazuje významný vliv VCT na prokrvení končetiny (obr. 36). Tento závěr je vysloven na základě měření perfuzního indexu PI. Měření prokrvení je však značně problémovou záležitostí a bez problémů není ani didaktické využití výsledků experimentální statistické studie.

Prokrvení samo by mohlo být exaktně definováno jako počet otevřených, krví protékaných kapilár na jednotku plochy tkáně či orgánu. Tuto veličinu ovšem nelze přímo zjistit, což nás vede k nutnosti hledat nějakou jinou, zástupnou veličinu nebo jiný diagnostický postup. Sem patří lékařské posouzení anamnézy pacienta, vizuální hodnocení diagnostikované periférie, kontaktní vyšetření pohmatem či poslechem včetně jednoduchých i složitých doplňkových akustických metod, chladové testy, pochodové a pohybové testy, zjišťování indexu kotník-paže (tibiobrachiální index, ABI), duplexní sonografie, kontrastní angiografie, MRI –angiografie, CT-angiografie, laserová dopplerovská průtokometrie, pletysmografie končetin, kapilaroskopie, měření transkutánního tlaku kyslíku ($TcpO_2$) a další (97). Pro hodnocení periferního prokrvení bývají uplatňovány i metody nukleární medicíny nebo metody remisní spektrofotometrie (87, 88, 89, 123, 124). Všechny tyto metody však vyžadují aktivní účast lékaře a nelze je proto přístrojově jednoduše automatizovat, popřípadě jsou sami o sobě velmi složité, náročné na přípravu pacienta i na zkušenosti personálu nebo je nelze realizovat v reálném čase.

Zřejmě proto bylo jako součást diagnostického subsystému přístroje pro VCT (Extremiter[®] 2010, edice Better Future, výrobce Embitron s.r.o., Česká republika) zvoleno měření perfuzního indexu (PI). Tuto biologickou veličinu lze snímat způsobem shodným se snímáním saturace arteriální krve kyslíkem (SpO_2), následné počítačové zpracování získaných primárních signálů je však podstatně složitější. Perfuzní index (PI) obvykle slouží jako veličina kontrolující dostatečnou perfuzi ve tkáni, ve které má být validně měřena saturace arteriální krve kyslíkem. Množí se však případy, kdy je perfuzní index využíván samostatně k ohodnocení prokrvení dané oblasti (20, 21, 46, 64, 85, 132).

Medicínský, ale i didaktický význam této možnosti je mimořádný.

Perfuzní index vyjadřuje podíl objemu arteriální krve přicházející s každým novým srdečním tepem ku objemu venózní smíšené krve, stagnující v daném okamžiku v měřeném objemu tkáně, tedy poměr pulzující a nepulzující složky objemu krve. Hodnota se pohybuje od několika desetin do maximálně zhruba 20 %. Perfuzní index je zatížen systematickou chybou nemožnosti přesně ocenit chybovou složku R , vznikající při optickém měření perfuzního indexu remisí optického signálu z kůže, kosti, vaziva a jiných netrofických tkání v místě přiložení měřicí sondy. Rovněž, jak bylo výše ukázáno, je citlivý na samotné změny nepulzující složky objemu krve. Důležité však je, že jeho periodické změny jsou zcela zřejmým indikátorem vlivu cyklicky se střídající přetlakové a podtlakové fáze VCT a že jeho integrální hodnota za dobu odezvy na jednu periodu VCT bude pro ohodnocení makrovaskulární a do jisté míry i korelující mikrovaskulární perfuze zřejmě validní.

Zjištěný průměrný trend vývoje perfuzního indexu PI, představovaný lineárním přírůstkem dosahujícím ke konci procedury až 1 %, zaznamenaný v naší studii, se na první pohled nezdá být příliš výrazný. Avšak při přepočtu na průměrný přírůstek vyjádřený pro celou sledovanou dobu 17 minut procedury VCT představuje pro léčenou distální část dolní končetiny významnou hodnotu kolem 150 ml/min, která je v plném souladu s výsledky dřívějších kvantitativních analýz (123, 124). Ke konci sledované doby trvání procedury VCT činí typický minutový přírůstek nabídky čerstvé okysličené krve pro distální část léčené dolní končetiny dokonce až 300 ml/min. Poměry na horní končetině jsou s ohledem na menší objem horní končetiny proporcionální. Není proto nejmenších pochyb o vysoce významném vlivu VCT na makrovaskulární perfuzi.

Změny objemu nepulzující složky krve v končetině byly - opět s pomocí zabudované diagnostické monitorovací části přístroje pro VCT - měřeny prostřednictvím pulsní kapacitní pletysmografie. Tato metoda sice velmi přesně měří elektrickou kapacitu mezi povrchem léčené distální části končetiny a pomocnou elektrodou umístěnou vně aplikátoru, ovšem kalibrace těchto měření na absolutní jednotky objemu pro pacienty různých anatomických poměrů a s nestejným umístěním končetiny v aplikátoru je problematická. Pro naše účely však stačí přibližný odhad absolutní hodnoty, neboť podstatný je trend, čili typické směřování vývoje této veličiny. Z něj je patrné, že pro současné aplikace procedur VCT je charakteristický vzrůst objemu končetiny během procedury, který typicky dosahuje hodnot řádově desítek ml (střední časová hodnota v naší studii 30 ml), ale v některých případech se může pohybovat až kolem 200 ml i více (viz dále). Rovněž byl však patrný určitý

samoregulační biologický mechanismus stabilizující a snižující tento přírůstek objemu (viz průběh zelené křivky na obr. 36), na kterém se zřejmě podílí zvýšení hydrostatického tlaku v intersticiu a rovněž následné snížení kapilární filtrace a zvýšení resorpce.

Nárůst objemu končetiny během procedury VCT je do určité míry nepochybně představován rovněž objemem čerstvé, kyslíkem nasycené krve, která je vlivem VCT soustředěna v prekapilárních rezervoárech cévního řečiště a která bude teprve postupně do kapilár vstupovat, zlepšovat arteriovenózní tlakový gradient a předávat svoji zásobu kyslíku léčeným tkáním. Rovněž může jít o objem krve, která se již nachází v nově otevřených nebo posílených kapilárách.

Této skutečnosti nasvědčují i některé dřívější práce (105), prováděné s dnes již zastaralými přístroji, silně zaškrucujícími končetinu při jejím hermetickém těsnění, kdy se saturace arteriální krve kyslíkem S_aO_2 , měřená přímo z krve, začala signifikantně zlepšovat až v době po ukončení procedury VCT. Pak lze právem od jistého zvýšení objemu nepulsující složky krve v končetině očekávat i jisté zlepšení perfuze. K velikosti přísunu čerstvé krve, schopné předávat kyslík, do léčené části končetiny lze pak dle postupu uvedeného v kapitole Výsledky (obr. 37) ještě dále přičítat korekční faktor, který pro střední hodnoty získané v naší studii činí v závislosti na změnách objemu řádově až několik procent z přímo měřené hodnoty perfuzního indexu. Maximální nárůst časové střední hodnoty perfuzního indexu není v 15. minutě běhu procedury VCT tudíž jen 1%, ale 1,06%

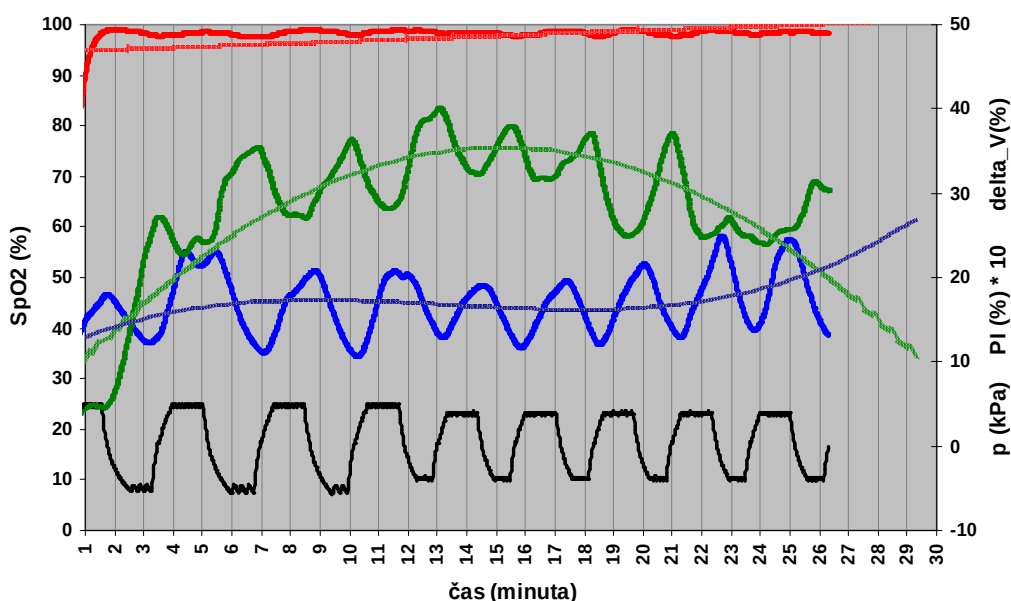
Zdaleka to však neznamená, že by přírůstek objemu končetiny působil vždy jen kladně. Kapilární cirkulace stimulovaná působením vakuových fází VCT přirozeně vede ke zvýšené filtraci a snížené resorpci. Tím se v intersticiální tekutině nahromadí osmoticky aktivní metabolity a zvýší se její onkotický tlak – může se začít vytvářet nežádoucí otok. Nasátá krev se navíc nemusí stačit vracet, zvyšuje se tak žilní tlak a ten je zčásti přenesen na venózní konec kapiláry - otok se dále rozvíjí. Zvyšuje se ovšem i hydrostatický tlak v intersticiu, tím se snižuje filtrace, obnovuje se resorpce - otok se stabilizuje nebo zmenšuje – mohou tudíž působit i příznivé samoregulační mechanismy. Důležité je ovšem, aby aplikovaná VCT působila nejen podtlakovou, ale i cyklicky se opakující a dostatečně účinnou přetlakovou fází, během níž je venózní krev eliminována a na venózní konec kapiláry je přenesen nižší tlak eliminovaného venózního řečiště, čímž se zvyšuje resorpce a obnovuje se optimální potenciál využívání léčebných možností VCT. V praxi to znamená nepřipustit větší nárůst objemu

končetiny, vakuové fáze střídat s dostatečně intenzivním, ale nikoliv nadměrně velkým působením přetlaku. Přetlak vyšší intenzity vede k nutnosti výraznějšího utěsnění končetiny vyšším tlakem v těsnicí manžetě přístroje, což může paradoxně zhoršit odtok venózní krve z končetiny. Je proto nutno spíše volit delší doby cyklického působení fáze přetlaku, případně snížit i samotný podtlak.

Didaktické uplatnění těchto výzkumných zjištění usnadňuje následující ilustrativní výklad, který zahrnuje názorné příklady:

Příklad 1:

Během procedury VCT (obr. 38), která byla spojena se změnou tlakových parametrů, speciálně se snížením podtlaku (z -7kPa na -5kPa) a rovněž i přetlaku (z +5kPa na +4kPa), poklesl nadměrně zvýšený objem končetiny, což následně vyvolalo další potřebný vzrůst perfuzního indexu, který při příliš velkém nárůstu objemu končetin již klesal.

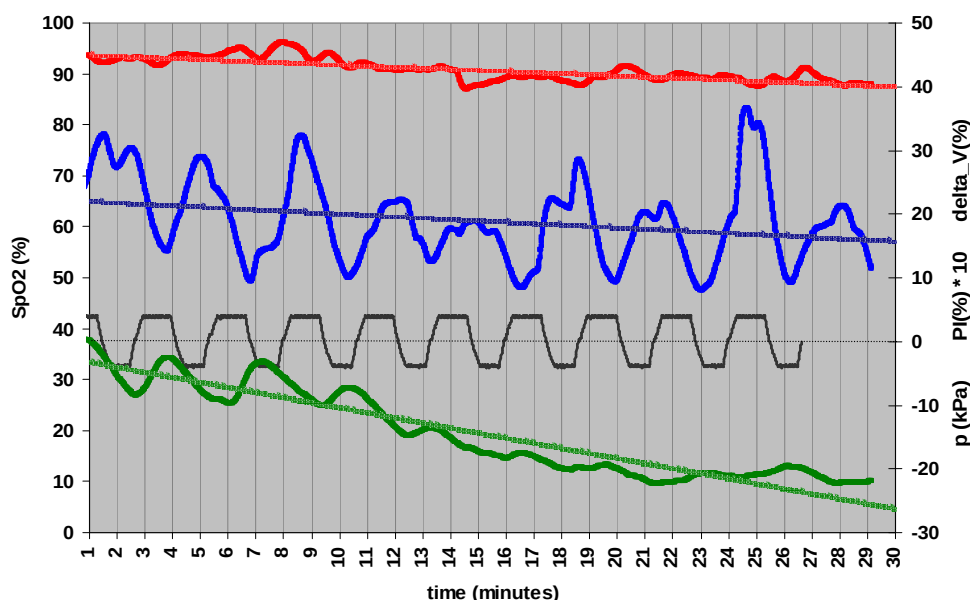


Obrázek 38:

Příklad dosažení dalšího nárůstu perfuzního indexu (modře) v důsledku úpravy léčebných parametrů procedury (černě) – snížení přetlaku a zvláště podtlaku VCT. Měřítka perfuzního indexu PI je pro názornost 10krát zvětšeno – skutečné hodnoty se tedy pohybují mezi 1% až 3%. Maximální zvětšení objemu DK (zeleně) ve 13. minutě podávání procedury odpovídá přibližně 200ml nepulsující složky objemu krve v léčené části končetiny.

Příklad 2:

Nadměrné snižování objemu končetiny ovšem může mít rovněž nepříznivý dopad, který ilustruje jiná názorná experimentální kasuistika (obr. 39):



Obrázek 39:

Ilustrace nadměrného a příliš razantního snížení objemu léčené distální části DK (zelená křivka), které má za následek i mírné snížení perfuzního indexu (modrá křivka), ačkoliv cyklický vliv působení VCT a dosahovaná maxima PI (přibližně 4%) jakožto atributy příznivého vlivu VCT jsou zachovány; byl však rovněž zaznamenán sice mírný, ale i tak nežádoucí pokles saturace arteriální krve kyslíkem.

Z končetiny ilustrované na obrázku 39 byl přitom vytlačen objem krve přibližně 100ml až 125ml. Pulsující složka krevního toku zřetelně klesá. Pro daného pacienta by bylo nutno použít vyšší hodnoty podtlaku.

Zde byl sice rychle eliminován zřetelný otok, ale za cenu trendu ke snižování perfuzního indexu a dokonce i mírného poklesu saturace arteriální krve kyslíkem (možný důsledek zaškrcení končetiny). VCT zde spíše fungovala jako lokální presoterapie aplikovaná na distální části končetiny a nebyl plně využit její trofotropní a perfuzní potenciál.

Skutečně optimální podání procedury VCT by tudíž mělo být spojeno s nalezením individuálního optima mezi vzrůstem či poklesem objemu končetiny indukovaného procedurou VCT, při současném dosažení maximálního trendu vzrůstu perfuzního indexu PI. Saturace arteriální krve by přitom měla zůstat dostatečně vysoká a konstantní, maximálně

mohou být přípustné drobné a krátkodobé poklesy vyvolané vyšším stiskem léčené části končetiny proximálně umístěnou těsnicí manžetou, k nimž může docházet výlučně v maximech přetlakové fáze.

Z didaktického pohledu vzdělávání lékařů oboru RFM ve fyzice je vhodné znovu připomenout práci (105), kde autoři bezprostředně po ukončení procedury zjistili dokonce mírně zhoršené hodnoty SaO_2 a pVO_2 , avšak při dalším měření pouhých 15 min po ukončení této procedury obě tyto veličiny signifikantně na vysokých hladinách významnosti $p=0,002$ a $p=0,003$ převýšily jejich výchozí hodnotu před léčbou. Nabízí se přirozeně vysvětlení, že během procedury je léčená končetina vystavena určité zátěži (nasátí krve, zvětšení objemu, určité zaškrcení těsnicí manžetou, nepřírozená poloha), avšak brzy po ukončení procedury vliv této zátěže rezultuje ve výrazné a dlouhodobé zlepšení jejího prokrvení. Tato vlastnost je mimochodem atributem i mnoha jiných fyzikálně-léčebných postupů, jako např. užití tepla, chladu, sauny, cvičební zátěže apod. (90, 91, 92, 93) a často vůbec léčby jako takové.

Komplexní hodnocení vlivu VCT a jeho didaktické uplatnění při dalším vzdělávání lékařů zároveň nemůžeme omezovat jen na evaluaci okamžitých změn prokrvení a změn objemu končetiny během procedury. Lze předpokládat, že nasátý volumen krve hledá cesty průtoku i v dosud nerozvinutých arteriálních kolaterálách, jakož i v neotevřených kapilárách, čímž vytváří a posiluje průřez celé arteriální a kapilární vaskulatury, případně působí na novotvorbu kapilár (97, 123, 124). Nejen snížení extravazálního tlaku spojené s lepší filtrací kyslíku a látek do tkání, ale i snížení intravazálního tlaku uvnitř cév pak ve spolupráci se zvýšeným objemem krve v cévách, přirozeně na jejich arteriální straně, může přispívat nejen k okamžitým, ale právě k dlouhodobým efektům VCT (122), představovaným vznikem a rozvojem arteriálního kolaterálního řečiště.

Tkáně vystavené působení VCT jsou navíc působením VCT výrazně aktivovány a zatímco v klidových tkáních je většina kapilár kolabována a převážná část krve protéká preferenčními kanály z arteriol do venul, v aktivních tkáních se metarterioly a prekapilární sfinktery dilatují. Intrakapilární tlak stoupá, převyšuje kritický uzavírací tlak cév a krev proudí větším počtem otevřených kapilár. V aktivovaných tkáních se rovněž mohou vytvářet vazodilatační metabolity, které přispívají k relaxaci hladké svaloviny metarteriol a prekapilárních sfinkterů. Snad může i klesat aktivita sympatických vazokonstrikčních nervů inervujících hladkou svalovinu.

6.4.4 Dílčí závěr

Rozsáhlá pilotní studie využila výsledky 292 průběžných měření časového vývoje perfuzního indexu, změn objemu nepulsující složky krve v končetině a změn saturace arteriální krve kyslíkem v končetinách 44 pacientů léčených prostřednictvím procedur VCT. Spektrum indikací bylo velmi široké a zahrnovalo poúrazové stavy, periferní parézy, polyneuropatie – převážně diabetické, ischemickou chorobu dolních končetin, algodystrofické syndromy, gonartrózy, akrocyanózu, nekontraindikované otoky končetin a dokonce i periferní neuropatie vertebrogenní etiologie. Předmětem studie nebylo posuzovat jednotlivé případy, ale zjistit „půměrný“, charakteristický efekt, vyplývající ze všech 292 podaných procedur. K subjektivnímu hodnocení pacientem ani lékařem se přitom nepřihlíželo. Směrodatnými byly jen objektivní hodnoty sledovaných veličin, měřených přístrojově v průběhu vlastní procedury.

Tyto výchozí experimentální předpoklady vytvořily nezbytnou základnu pro didaktické uplatnění experimentální statistické studie včetně využití pro účely validace samotné fyzikálně léčebné metody v rámci nezbytného procesu vigilance nových fyzikálně léčebných terapií.

Co se vyhodnocení studie týče, nejdříve byl prostřednictvím pětistupňového semikvantitativního zhodnocení posouzen výsledek každé ze všech 292 procedur. Výjimečně dobrý efekt byl zaznamenán ve 33 % případů, dobrý efekt ve 47 % případů a hraniční efekt ve zbývajících 20 % případů. Jasně nepříznivé efekty nebyly zaznamenány.

Pro účely ryze kvantitativního hodnocení (zřejmě nejcennějšího pro didaktické uplatnění) byly z realizací všech 292 procedur vypočítány časové průběhy střední hodnoty, tedy časové průběhy střední hodnoty všech realizací sledovaných veličin. Takto zprůměrnovaný perfuzní index vlivu VCT během procedury zcela synchronně sledoval léčebné změny tlaku a podtlaku a postupně mírně rostl. Průměrná hodnota za dobu sledovaných 17 minut trvání procedury představovala pro léčenou končetinu významný přírůstek minutové nabídky arteriální krve: Pro dolní končetinu lze tento přírůstek odhadnout na 150ml/min, pro končetinu horní 60ml/min. Přitom rovněž mírně rostl objem končetiny. Průměrný maximální přírůstek

objemu, indukovaný VCT, činil kolem 30 ml, avšak během procedury se tento růst postupně stabilizoval a poté samovolně mírně poklesl.

Pro didaktické uplatnění výsledků experimentálních studií při dalším vzdělávání lékařů je velmi typická následující diskrepance:

Růst perfuzního indexu je jednoznačně příznivým efektem VCT. Přírůstek objemu končetiny v mírném stupni může k lepšímu zásobování končetiny kyslíkem a živinami též dále přispívat, neboť může souviset se soustředěním čerstvé krve v prekapilárních rezervoárech cévního řečiště, případně může jít o krev, která se již nachází v nově otevřených nebo posílených kapilárách. Výsledky naší studie ukazují, že jistý limitovaný nárůst objemu končetiny, zvláště jako důsledek efektů podtlakové fáze VCT, je během procedury podávané s cílem účinné podpory perfuze zřejmě nezbytný. Nekompenzovaná výrazná převaha filtrace nad resorpcí v oblasti kapilární cirkulace však může vést ke vzniku nežádoucího edému, který limituje potenciál příznivých účinků VCT na prokrvení končetiny. Je však pravděpodobné, že se i za této situace projeví jisté, i když omezené léčebné efekty VCT (105), avšak s určitou prolongací (až po ukončení procedury) a přirozeně i za cenu určitého diskomfortu pacienta, což dnes u současných moderních přístrojů pro VCT ve srovnání s počátky léčby VCT (105) již nelze tolerovat. U pacientů se sklony k otoku a se zhoršeným venózním návratem je tudíž nutno vhodnou volbou velikostí a poměru přetlaku a podtlaku vytvořit podmínky pro účinnou antiedematózní terapii i za cenu snížení kapilární filtrace, tedy za cenu snížení intenzivního nasávání čerstvé krve do léčené distální části končetiny.

V praxi by to při léčbě stavů spojených s možností vzniku nežádoucího otoku znamenalo důsledné využívání převahy hodnoty přetlaku nad absolutní hodnotou aplikovaného podtlaku, případně za současného snížení velikosti přetlaku a prodloužení doby působení přetlakové fáze. Vynikající efekt byl zaznamenán též tehdy, kdy byla do problematického průběhu procedury zařazena krátká relaxační fáze vyznačující se velmi malými hodnotami jak přetlaku, tak i podtlaku, během níž je stagnující nasátá krev z končetiny většinou spolehlivě odvedena a procedura VCT může dále v plné míře uplatňovat svůj maximální trofotropní a perfuzní potenciál (osobní zkušenost autorů – bude publikováno samostatně). Výpočet časových průběhů středních hodnot sledovaných diagnostických veličin ze všech 292 realizací procedury VCT v naší studii však rizika vzniku otoku jako charakteristického projevu aplikace VCT nepotvrzuje, neboť typické průměrné zvýšení objemu končetiny, vyvolané

zvýšením objemu nepulsující složky krve v léčené části končetiny, činí pouhých 30ml a průběh perfuzního indexu nejeví během procedury žádnou tendenci k poklesu. Při vyhodnocování jednotlivých procedur podávaných v rámci naší studie jsme se však se stavy jisté míry nežádoucího zvyšování objemu léčené končetiny v době podávání procedury přirozeně setkávali.

Tuto skutečnost je třeba při snaze po rozvoji fyzikálního myšlení lékařů oboru RFM náležitě zdůrazňovat.

Co se týče saturace arteriální krve kyslíkem, ukázalo se v naší studii, že z pohledu časového vývoje střední hodnoty této diagnostické veličiny vypočtené ze všech 292 realizací (procedur) nedošlo k jejímu významnému ovlivnění. Lze sice vystopovat velmi mírný trend růstu této oximetricky neinvazivně snímané veličiny, který však nelze považovat statisticky za významný. Poněvadž se však tato hodnota sama o sobě pohybuje ve vysoce příznivém intervalu kolem 95 % a více, nelze ani nic lepšího očekávat.

Lze shrnout, že studie přispěla k poznání mechanismů působení VCT, jednoznačně potvrdila vysokou účinnost této procedury a stala se zároveň významným nástrojem i účinnou pomůckou pro další vzdělávání lékařů oboru RFM ve fyzice.

7. Didaktická role teoretické přípravy pro experimentální objektivizaci účinků nízkoenergetické laseroterapie

7.1 Příklad „nulové hypotézy“ perfuzního účinku nízkoenergetické laseroterapie

Jako další fyzikální terapie s potenciálně perfuzním efektem bude z didaktického hlediska předložena biostimulační laseroterapie. Zde je však situace na rozdíl od vakuově-kompresní terapie diametrálně odlišná.

Zatímco vakuově-kompresní terapie bez jakýchkoliv fyzikálních pochybností na proudění krve v cévách působí a mechanismus tohoto působení je dosti dobře znám a průběžně zpřesňován, u laserového biostimulačního záření musíme být didakticky velmi opatrní. Skutečný fyzikální mechanismus účinku neznáme a nejsme si ani jisti s tím, zda klinický efekt je opravdu takový, jak se v současné fyzikální medicíně běžně předpokládá.

Případ vakuově-kompresní terapie měl tedy spíše didakticky uchopit fyzikálně jasnou záležitost, prokázat ji experimentálně i klinicky a naučit tak na tomto případě lékaře jasně fyzikálně myslet. Experimenty s nízkoenergetickým laserem by spíše měly poukázat na nezbytnost souvisejících základních fyzikálních poznatků týkajících se této problematiky, vyjasnit typ potenciálních fyzikálních interakcí tohoto typu neionizujícího záření a pokusit se připravit půdu pro experimentální práci na probandovi, respektive pacientovi, která by teprve pak měla potvrdit, že výsledkem těchto interakcí by mohla být i změna perfuze v léčené oblasti. Teprve pak by tedy měl následovat klinický výzkum.

Bohužel lékaři zatím nebyvají takto klinicky vedeni a zároveň jejich fyzikální znalosti i schopnost fyzikálního myšlení vykazují značné diskrepance.

Tyto skutečnosti ruku v ruce s touhou po okamžitém klinickém zhodnocení formou evidence base medicine vedou k provádění klinických studií i u fyzikálně léčebných metod, jejichž fyzikální princip není reálný. Ovšem výsledek těchto čistě klinických studií pak může být vzhledem ke složitosti lidského těla a neustálým změnám v něm probíhajícím, jakož i vzhledem k psychické dimenzi každého onemocnění – v některých případech i vzhledem k systematickým chybám nebo přejímáním zavedených klišé – paradoxně někdy falešně pozitivní, někdy naopak falešně negativní.

Následující nekritický výběr publikovaných poznatků pak může vést k zásadním omylům i v metastudiím. Na rizika těchto postupů, kterými se dá obhájit i účinnost zjevně objektivně nefungujících metod alternativní medicíny, opakovaně a kvalifikovaně upozorňuje například Prof. MUDr. Jiří Heřt, DrSc. (26). V březnu 2013 byla dosavadní vědecká práce i morální integrita profesora Jiřího Heřta oceněna Českou lékařskou komorou a bylo mu uděleno její nejprestižnější vyznamenání „Rytíř českého lékařského stavu“.

Pro další didaktické působení při vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny ve fyzice je z hlediska nízkoenergetického laserového záření nutný dosti obsáhlý didakticky zaměřený popis zahrnující potřebné fyzikální znalosti, souvislosti a prvky fyzikálního myšlení ve formě lékařům přístupné, ale zároveň poskytující i určitý vědecký a pedagogický nadhled.

7.2 Didaktické pojetí světla jako fyzikálního fenoménu

Od samého počátku lidských dějin provází člověka světlo jako jeden ze základních fenoménů universa. Světlo sehrává významnou roli v představách i v poznání světa. Prostřednictvím světla přijímá člověk přes 80% všech informací. Světlocitlivé buňky sítnice člověka i mnoha živočichů produkují na základě dopadů nepatrných kvant energie světelného záření určitých vlnových délek jev označovaný jako vidění, tedy smyslové vnímání tvarů, jasu, barev, kontrastů a vzdáleností, jev, který je jedním ze základních pilířů, na kterých stojí schopnost člověka představit si, vizualizovat, logicky myslet a abstrahovat (39). Zrakové vnímání je evolučně jedním z nejmladších smyslů, ovšem je dominantním smyslem u drtivé většiny obratlovců i u mnoha skupin bezobratlých (42). V tak rozlehlém a neustále se měnícím systému, jako je naše planeta, je vytvoření orientačních a navigačních systémů pro organismy zásadní otázkou jejich existence. Světelná forma energie, využívaná pro tento účel, je vedle dalších forem (např. chemické, mechanické, tepelné, magnetické, elektrické, gravitační, hydrostatické aj.) pro většinu organismů typická a často zásadní. S fotorecepcí se tedy setkáváme u drtivé většiny živých organismů. U rostlin se navíc setkáváme se zřejmě nejdůležitější biologickou funkcí viditelného světla – jeho účastí ve fotosyntéze. Autotrofní organismy mají unikátní schopnost transformovat energii slunečního záření na energii chemických vazeb. Specifická buněčná organela těchto organismů, tzv. chloroplast, je vybavena aparátem umožňujícím fotosyntetickou fosforylaci, děj, při kterém je energie světla využito k rozkladu vody a vytvoření makroergních vazeb ATP, které jsou dále využity k syntéze energeticky bohaté glukózy a dalších polysacharidů, jež jsou nejen stavebním materiálem těl rostlin, ale i primárním zdrojem potravy heterotrofních organismů a tím i podmínkou veškerého života na Zemi. Fotosyntéza je navíc významným zdrojem kyslíku v zemské atmosféře, ze které zároveň odnímá oxid uhličitý, který je následně v podobě organických sloučenin v tělech rostlin fixován. Roční produkce fotosyntézy činí přibližně 1,4. 10¹² tun organické hmoty při zachycení 10⁷¹ kJ energie slunečního záření. Rovněž veškerá fosilní paliva, využívaná člověkem, jsou důsledkem dávné fotosyntézy. Lze předpokládat, že

se světlo na Zemi neuplatňuje „jen“ při fotosyntéze, nýbrž že v říši živých organismů probíhá celá řada dalších významných fotochemických a světlem podmíněných reakcí.

Základním a přirozeným zdrojem světelného záření na Zemi je Slunce. Solární radiace vzniká kvantově tunelovou termonukleární fúzí jader vodíku při teplotě až $1,5 \cdot 10^7$ K v jádře Slunce. Právě pravděpodobnostní tunelový charakter této fúze na Slunci zabezpečuje, že vyčerpání zásob vodíku je očekáváno až v řádu miliard let. Příkon slunečního záření dopadajícího na povrch zemské atmosféry činí přitom $1\,373\text{ W/m}^2$ (tzv. solární konstanta). Množství slunečního záření dopadajícího až na povrch Země, a tedy interagujícího s živými tvory, je závislé na řadě faktorů přispívajících k útlumu tohoto záření, ale i tak se během dne pohybuje v řádu stovek W/m^2 .

Přes obrovský význam světla bylo odhalování jeho fyzikální podstaty pro lidstvo po dlouhou dobu těžko řešitelnou hádankou. Antický filosof Démokritos (asi 460-370 před Kristem) byl přesvědčen, že světlo je proud částic, které neustále vysílá každý viditelný předmět. Ovšem základní autorita starověku i středověku Aristotelés (384 – 322 před Kristem) však tento názor odmítal a světlo pro něj bylo „něco průhledného, co není ani tělesem, ani výronem nějakého tělesa, nýbrž něco, co se prostorem šíří jako vlnky na vodní hladině“. Z pohledu dnešního poznání vidíme, že oba filosofové měli v něčem pravdu a v něčem se mýlili. Spor o povaze světla provázel i moderní rozvoj přírodovědy. „Částicovou“ teorii počátkem novověku obhajoval francouzský fyzik Pierre Gassendi (1592-1655), zatímco jiný světoznámý Francouz, který se navždy nesmazatelně zapsal do filosofického i přírodovědného poznání, René Descartes (1596-1650), se domníval, že světlo je podivuhodná látka vyplňující vesmír a schopná vyvíjet tlak, specifický zvláště pro oční receptory, umožňující tak vidění. Ovšem s rázným odporem proti Gassendiho částicové teorii vystoupil až holandský učenec Christian Huygens (1629-1695), který pomocí své precizně formulované vlnové teorii vysvětlil většinu specifických projevů světla (například lom a ohyb). Světlo Huygens považuje za vlnící se neviditelnou a nezvažitelnou látku, prostupující celý prostor, přičemž periodické zhušťování a zředování tohoto prostředí je teprve tím samotným vnímatelným a měřitelným optickým projevem. Jiný velikán dějin fyziky, Angličan Isaac Newton (1642-1727), však Huygensovu teorii nepřijímá a ve svém díle *Optice (Optics, or a treatise of the reflexions, inflexions and colour of light)* z roku 1704 vyjadřuje předpoklad, že světlo je něco, co se různým způsobem šíří ze svítících těles. Newton rovněž jako první publikoval spektrální teorii barev. Ovšem jiný anglický vědec, Robert Hook (1635-1703),

objevitel difrakce (ohybu) světla, se plně postavil za Huygensovu vlnovou teorii a Hooke, mimo jiné např. objevitele buňky, fungování plic, barometru, helioskopu aj., respektoval i samotný Newton, i když právě jeho korpuskulární teorie světla dobře vysvětlovala vizuálně vnímané barvy. Na druhé straně teorie proudu jakýchsi částic se nemohla vypořádat s různými rychlostmi šíření světla v různých prostředích, s ohybem světelných paprsků kolem malých překážek a dalšími problémy. Přesto si v následujících více než-li 100 letech korpuskulární teorie světla, podpíraná Newtonovu autoritou, udržovala převahu, ačkoliv tu a tam některý z badatelů zapochyboval o její platnosti, zvláště v souvislosti s difrakčními jevy. Nositeli těchto pochybností nebyli nikdo menší, než-li např. Leonard Euler (1707-1783) nebo Johann Wolfgang Goethe (1749-1832). Avšak až roku 1801 uskutečňuje anglický fyzik Thomas Young (1773-1829) důmyslný pokus s průchodem světla dvěma blízkými úzkými štěrbinami, což rezultuje ve vznik světlých a tmavých pruhů na stínítku za štěrbinami. Tento pokus v precizním provedení a s brilantním matematickým zdůvodněním vlnové teorie světla předkládá o 14 let později Francouzské akademii věd mladý inženýr Jean Fresnel (1788-1827). Vlnová teorie světla tedy vítězí, ovšem přináší opět staronový problém: co vlastně za prostředí se to vlní. Tak vzniká dost utilitaristický koncept „světového éteru“ jako nekonečně jemného média (prostředku) pronikajícího všechny látky a současně vyplňujícího veškerý prostor. Světelné vlny v tomto prostředí nejsou podélné (jako vlny zvukové), ale naopak příčné. S využitím této myšlenkové konstrukce se pak podařilo vysvětlit prakticky všechny tehdy známé optické jevy. Trvajících hlodavé potíže však působily protichůdné požadavky na fyzikálně a matematicky zcela neuchopitelný „éter“.

Do řešení problému podstaty světla se počátkem 60. let 19. století nesmazatelným a zásadním způsobem zapisuje skotský fyzik James Clark Maxwell (1831-1879). Pouhými čtyřmi geniálními diferenciálními rovnicemi vyjadřuje základní vlastnosti elektřiny i magnetismu zároveň. Studium těchto rovnic dále dospívá k závěru, že světlo je elektromagnetický vzruch, který se šíří prostorem – polem – podle právě odhalených elektromagnetických zákonů. Maxwellova teorie vysvětluje všechny optické jevy (přímočaré šíření světla, lom, odraz, ohyb, interferenci i disperzi – spektrální rozklad světla). Ukazuje, že světlo je jen úzkým výsekem, intervalu vlnových délek nesmírně širokého rozsahu délek šířících se vln v elektromagnetickém poli a že k fyzikálně –matematickému uchopení tohoto jevu není třeba žádného „éteru“. Kolem elektricky nabitých těles existuje elektrické pole vždy a pokud se tato tělesa začnou pohybovat, pak změny elektrického náboje vždy vyvolají proměnné elektromagnetické pole a jeho šíření prostorem v podobě elektromagnetických vln.

Roku 1876 německý fyzik Heinrich Herz (1857-1894) šíření elektromagnetických vln experimentálně dokázal a 11 let poté (roku 1887) americký fyzik Albert Abraham Michelson (1852-1931) změřil jím zkonstruovaným přístrojem, zvaným interferometr, rychlost světla. Tím dovršil řadu experimentů věnovaných témuž cíli. Zjistil, že je vždy táž a činí 300 000 km/s. To byl konečný důkaz toho, že žádný „světelný éter“ neexistuje. Herzovými slovy: „Všechno světlo – sluneční jas, záře svíčky i světélko, které vydává světluška – je elektrický jev. Kdyby ze světa zmizela elektřina, bude všude tma.“

Barvy světla jsou tedy představovány elektromagnetickým vlněním, které má rozličnou, ale vždy charakteristickou vlnovou délku. Vlnová délka světla, které svým lidským okem vidíme, leží v intervalu zhruba od 400 nm (fialová barva) do 760 nm (červená barva). Ovšem jiné organismy nebo jejich buňky či buněčné orgány mohou „vnímat“, přesněji řečeno mohou interagovat též s elektromagnetickými vlnami sousedních kratších vlnových délek (ultrafialové světlo) nebo naopak delších vlnových délek (infračervené světlo). Světlo tudíž můžeme definovat v užším slova smyslu jako velmi úzký interval elektromagnetického vlnění vnímatelného (viditelného) lidským okem, nebo jako poněkud širší interval, zahrnující též ultrafialovou (UV) a infračervenou (IR) oblast.

Radost vědců z konečného vyřešení otázky světla však neměla dlouhého trvání. Již Herz objevil, že dopadající paprsky z „fialové“ strany spektra poměrně snadno uvolní elektrony z povrchu kovů (fotoelektrický jev), zatímco paprskům červené barvy se to nepodaří. Klasická fyzika marně hledala odpověď na tuto novou otázku. Až v roce 1905 dosud neznámý Albert Einstein (1879-1955) vysvětlil fotoelektrický jev, ovšem na základě zavržené korpuskulární (částicové) teorie světla. V novém pojetí částicové teorie světla jsou však světelné částice – tzv. fotony – vyzařovány i pohlcovány jen v podobě diskrétních kvant energie, přičemž tato energie je proporcionální příslušné frekvenci elektromagnetického vlnění, tedy barvě světla. Kratší vlnová délka, tudíž vyšší frekvence fialového světla poskytuje tak již dost velké energetické kvantum, schopné vyražení elektronu z kovu. Foton, částice světla, obecně částice každého elektromagnetického záření, je podivuhodná částice, schopná existence jen v neustálém pohybu, přičemž se v souladu s postulátem speciální teorie relativity pohybuje právě rychlostí světla ve vakuu. Má klidovou nulovou hmotnost, avšak důsledkem neustálého pohybu má nenulovou energii, definovanou vztahem:

$$E = hf = h \frac{c}{\lambda}, \quad (1)$$

kde h je Planckova kvantová konstanta, f je frekvence elektromagnetického vlnění (někdy označovaná též řeckým písmenem ν ($hf = h\nu$)), λ je jeho vlnová délka a c je rychlost světla ve vakuu. Na základě známého relativistického vztahu ekvivalence energie E a hmotnosti m :

$$E = mc^2, \quad (2)$$

formulovaného rovněž A. Einsteinem, lze i fotonu přiřadit určitou hmotnost, avšak nikoli klidovou, nýbrž pohybovou, která se projevuje výlučně setrvačnými a gravitačními vlastnostmi. Tato energie, a tedy i hmotnost, způsobuje, že na foton, tudíž na světlo, působí dle obecné teorie relativity gravitace a světlo samo gravitačně působí na okolí. Ve vesmírných dimenzích byly tyto jevy skutečně pozorovány (ohyb záření kolem kosmických těles).

Na světlo, jakož i na veškeré elektromagnetické vlnění, tudíž z pozice současné přírodovědy hledíme jako na ryze hmotný jev, který má svoji povahu vlnovou i povahu korpuskulární zároveň, a obě tyto stránky téže věci lze spojit právě vztahem (1), kde energie E je vázána na pohyb částice, fotonu, zatímco vlnová délka λ je vázána na vlnovou povahu světla. Tuto myšlenku zobecnil francouzský fyzik Luis Victor de Broglie (1892-1987) v tzv. principu duality částice a vlnění. Podle tohoto principu lze na základě vztahu:

$$\lambda = \frac{h}{p}, \quad (3)$$

kde λ je vlnová délka, h Planckova konstanta (německý fyzik Max Planck, 1858-1947) p je hybnost částice ($p = m \cdot v$, kde m je hmotnost částice v rychlost jejího pohybu), přiřadit jakékoliv vlně pohybující se částici a jakákoliv pohybující se částice se může projevovat jako vlna. Toto východisko umožnilo rakouskému fyzikovi Ervinu Schrödingerovi (1887-1961) vypracovat základní tzv. Schrödingerovu rovnici kvantové mechaniky.

Fotony vznikají mnoha způsoby. Pomineme-li anihilaci částic, je nejčastějším způsobem vzniku fotonu – kvanta elektromagnetické energie – jeho vyzáření při přechodu elektronu v látce z energeticky vyšší kvantové hladiny na hladinu nižší. Přesně určitá, nespojitá, čili

diskrétní velikost tohoto energetického rozdílu hladin elektronů v orbitech atomu látky je pak právě tou přesně diskrétní, čili kvantovanou hodnotou energie fotonu. Slunce, jako zdroj světla, nám poskytuje fotony z širokého intervalu vlnových délek a s vlnami v různých fázích, tedy nezačínajících v jediném místě a v jediném okamžiku. Toto světlo není primárně ani nikterak polarizované, tzn. že koncové body vektorů elektrické intenzity i magnetické indukce tohoto elektromagnetického záření se nepohybují po pevných křivkách, ležících v jediné rovině kolmé ke směru šíření světla (lineární polarizace) nebo po nějakých pevných a stálých uzavřených křivkách (obvykle kruh nebo elipsa – tudíž kruhová nebo eliptická polarizace). Podobně je tomu se světlem drtivé většiny umělých zdrojů světla (oheň, plamen svíčky, plamen hořícího plynu, rozžhavená či alespoň zahřátá pevná látka, žárovka). Zmíněné umělé zdroje světla jsou zdroje teplotní, tzv. inkandescenční, kde vyzařování světla je způsobeno tepelným buzením. Převažující vlnové délky světla těchto zdrojů závisí na teplotě a spektrum těchto zdrojů je primárně vždy spojitě. Takovými zdroji záření jsou v principu všechna tělesa, jejichž teplota je vyšší, než-li 0 K (kelvinů). Viditelné světlo vlnových délek 400 – 700 nm však produkují tělesa zahřátá již na poměrně značné teploty stovek až tisíců K.

Skutečnost, že s rostoucí termodynamickou teplotou tělesa klesá vlnová délka vyzařovaného elektromagnetického vlnění (světla) vystihuje Wienův posunovací zákon (rakouský fyzik Wilhem Wien, 1864-1928). Tento zákon dobře odpovídá známé skutečnosti, že s rostoucí teplotou rozžhavené těleso mění svoji barvu od rudě červené až po modře fialovou. Wienova formule nepřímé úměrnosti mezi teplotou tělesa a vlnovou délkou jeho vyzařování platí se však týká pouze jediné vlnové délky maxima spektrální hustoty vyzařování, nikoliv celého spojitého vyzářeného spektra. Celkovou intenzitu záření absolutně černého tělesa sice popisoval již dřívější Stefanův-Boltzmannův zákon (Ludwig Boltzmann, 1844-1906, Josef Stefan, 1835-1893), který ovšem vůbec neřešil spektrální rozložení tohoto záření. Novější Wienův zákon sice tuto potíž částečně překonával, ale zaměřoval se výlučně na otázku, jak se bude s měnící se termodynamickou teplotou posouvat vlnová délka, na níž se bude nacházet maximum spektra vyzařování. Teprve britští fyzikové John William Rayleigh (1842-1919) a James Jeans (1877-1946) se pokusili tento problém komplexně vyřešit a formulovali „svůj“ spektrální vyzařovací zákon, týkající se celého spojitého vyzařovaného spektra, tedy všech tělesem vyzařovaných vlnových délek. Rayleighův – Jeansův zákon však poskytoval pro krátkovlnné ultrafialové záření zcela nesmyslné výsledky tím, že udával nekonečně velký podíl vysokoenergetického UV záření. Tato diskrepance se vžila pod označením „ultrafialová katastrofa“. Problém dokázal vyřešit až německý fyzik

Max Planck (1858-1947, Planckův vyzařovací zákon 1900), jeden ze zakladatelů kvantové teorie, tím, že při výpočtu intenzity záření zcela eliminoval její, do té doby zcela přirozeně chápanou, spojitost, a naopak předpokládal striktní diskrétnost této veličiny, tedy možnost jejího růstu či poklesu jen o konstantní, nenulové a nikoliv infinitesimální hodnoty – kvanta. Toto kvantové pojetí se stalo východiskem A. Einsteina k zavedení pojmu foton a vyřešení již zmíněného problému výkladu fotoelektrického jevu. To, že si až do té doby nikdo z přírodovědců nepovšiml, že se energie mění po diskrétních krocích, a nikoliv spojitě, bylo především důsledkem velice malé hodnoty kvantové Planckovy konstanty h , jejíž velikost činí $6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s, takže se při makroskopických dějích vůbec neuplatní.

Z předchozího výkladu je tedy zřetelně patrné, že i v tak zdánlivě jednoduchém problému světla a jeho nejjednodušších tepelných zdrojů prošlo lidské poznání nemálo trnitou cestou. Problém světla a jeho zdrojů se však dále komplikuje druhým typem těchto přímých světelných zdrojů – zdrojů luminiscenčních.

7.3 Luminiscenční a laserové zdroje světla

Luminiscence je samovolné záření pevných, případně kapalných látek, které nesouvisí s jejich teplotou, ale s návratem energeticky excitovaného atomu látky do jeho základního stavu a s tím spojeným vyzářením fotonu. K excitaci přitom dochází vlivem jiného elektromagnetického záření o kratší vlnové délce (např. UV) – pak hovoříme o fotoluminiscenci, nebo působením dopadů proudu elektronů urychlovaných přiloženým elektrickým polem (pak hovoříme o katodoluminiscenci) a/nebo protékajícím elektrickým proudem (pak se jedná o elektroluminiscenci), popřípadě ionizujícím jaderným zářením (radioluminiscence), mechanickým tlakem (triboluminiscence) nebo chemickou reakcí (chemoluminiscence). Chemoluminiscence je též principem bioluminiscence, kdy je emise světelného záření vytvořena živým organismem. Na luminiscenci jsou založeny takové umělé zdroje světla jako zářivky, výbojky i doutnavky.

Luminiscence, která odezní prakticky okamžitě po skončení vyvolávajícího podnětu (řádově během ns), se označuje jako fluorescence. Energeticky je v pevné látce (respektive kapalině) spojena s přechodem orbitálního elektronu mezi povolenými kvantovými stavy, čímž je právě dosažen efekt téměř okamžitý. Luminiscence, která přetrvává po delší (někdy i

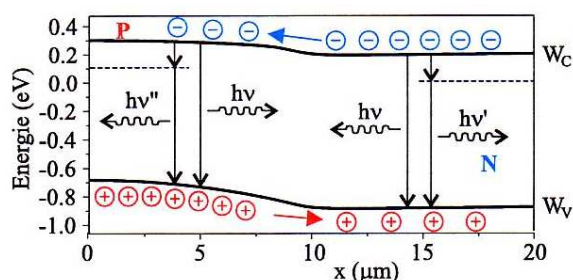
velmi dlouhou) dobu po skončení působení excitačního podnětu, je tzv. fosforescence. Je spojena s energeticky zakázanými přechody kvantových stavů atomů látky, kterým dle Schrödingerovy vlnové funkce přísluší jen malá pravděpodobnost. Zakázanému přechodu odpovídá malý součinitel absorpce elektromagnetického záření a malá intenzita emitovaného záření, spojená ovšem s dlouhou dobou života (rozdíl oproti dovoleným, tzv. velmi pravděpodobným přechodům bývá v poměru 3 až 7 řádů).

Luminiscenčními zdroji světla jsou v současnosti především luminiscenční diody (LED, light-emitting diode). Luminiscenční dioda je polovodičová elektronická součástka obsahující přechod typu PN, tedy miniaturní rozhraní mezi příměsovým polovodičem typu P (kde je nedostatek volných elektronů, čili přebytek kladných děr) a polovodičem typ N (kde je naopak přebytek volných elektronů). Spojením těchto dvou příměsových polovodičů zaniknou prostřednictvím rekombinace elektronů a děr na jejich rozhraní určité šířky volné nosiče náboje a takto vzniklá, tzv. vyprázdněná – depletiční – oblast zapříčiní vznik elektrického pole, bránícího zbylým volným nosičům náboje pronikat přes toto rozhraní. Pokud k takto vzniklému přechodu typu PN přiložíme vnější elektrické napětí v jednom směru (kladný pól zdroje připojen k polovodiči typ N, záporný k polovodiči typ P), způsobíme zesílení vzniklého elektrického pole, čímž dále znesnadníme přechod volných nosičů elektrického náboje přes PN přechod, který je tedy polarizován v závěrném směru. Pokud však přiložíme vnější elektrické napětí ve směru opačném (kladný pól zdroje připojen k polovodiči typ P, záporný k polovodiči typ N), dojde k zeslabení inherentního elektrického pole PN přechodu, případně k jeho úplnému zrušení, a volné nosiče el. náboje bez problémů přes takto „propustně“ polarizovaný přechod PN protékají. Průtok elektronů a děr přes propustně polarizovaný přechod PN je doprovázen rekombinací těchto nosičů náboje, čili přechodem elektronů z vodivostní kvantově energetické hladiny W_C do valenční kvantově energetické hladiny W_V spojené se zánikem páru elektron-díra. Přechodu elektronu z vyšší do nižší energetické hladiny ovšem odpovídá určitá energie, která se přitom uvolní ve formě fotonu o energii

$$E = W = W_C - W_V = h\nu, \quad (4)$$

kde h je Planckova konstanta a ν (označované též f) je obvyklý symbol pro frekvenci elektromagnetického záření odpovídající energii fotonu (přirozeně rovnost $E = W$ je jen

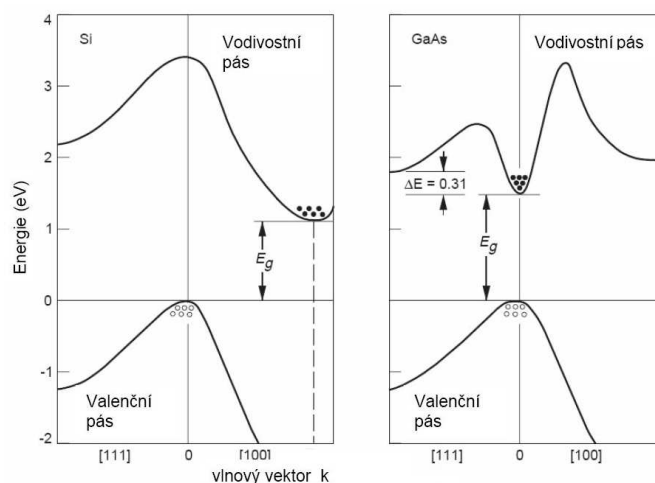
otázkou použité symboliky). Pokud se tato frekvence nachází v intervalu viditelného světla, je přechod PN zdrojem luminiscenčního záření v zásadě právě jediné vlnové délky λ (obr. 40).



Obrázek 40:

Průtok elektronů a děr polovodičovým přechodem PN a uvolňování fotonů s energií $h\nu$.

V praxi je situace ovšem složitější. Musíme totiž navíc zahrnout vliv a význam vlnového vektoru k , který souvisí se směrem šíření vlny (změna fáze šířící se vlny). Zahrneme-li vliv této veličiny, pak se na předchozí obrázek č. 40 díváme vlastně z další dimenze, jaksi „z boku“, viz obr. 41.



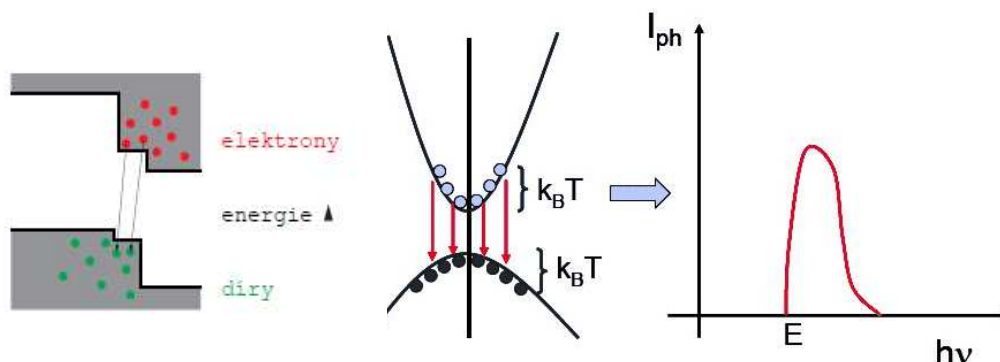
Obrázek 41:

Role vlnového vektoru na polovodičovém přechodu PN.

Dno vodivostního pásu a vrchol valenčního pásu musí být proti sobě (viz pravá část obrázku ilustrující GaAs, tzv. přímý polovodič), nikoliv mimo horizontálu (viz levá část obrázku ilustrující Si, tzv. nepřímý polovodič). Jen tak je pravděpodobnost zářivé rekombinace o mnoho řádů vyšší.

Elektron však nemusí rekombinovat jen s dírou odpovídající přechodu s minimální energií, viz obr. 42, tedy energeticky mezi vrcholem valenčního a dnem vodivostního pásu.

Tím ovšem nezískáváme striktně jen jedinou ideální vlnovou délku, ale úzký interval vlnových délek připomínající svým tvarem silně pokřivené Gaussovo rozložení (obr. 42).



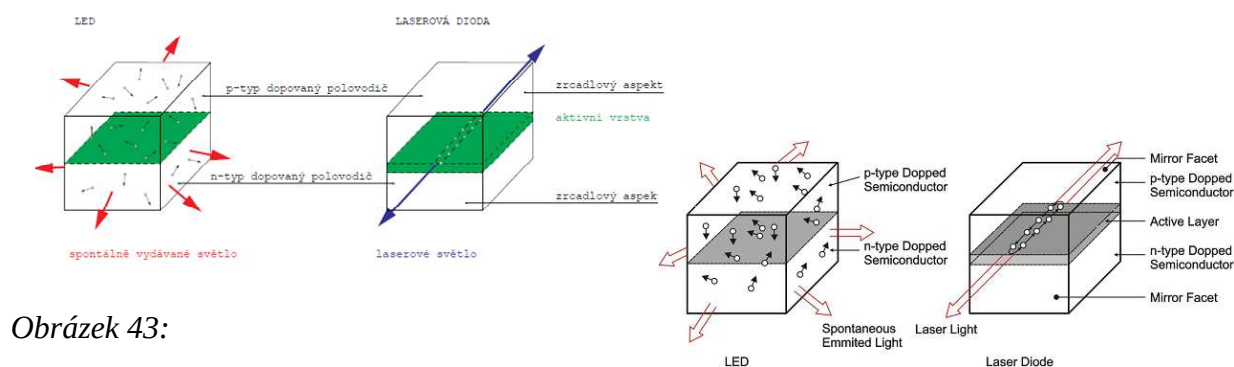
Obrázek 42:

Rekombinace elektronů a děr na polovodičovém přechodu PN

($k_B = 1,380\,662 \cdot 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$ je Boltzmannova konstanta, Ludwig Boltzmann, 1844 – 1906, rakouský fyzik, T je absolutní teplota).

Luminiscenční dioda nám poskytuje umělý luminiscenční zdroj záření, který má oproti tepelným umělým zdrojům světla (např. žárovce) zhruba o řád vyšší účinnost přeměny elektrické energie na světlo. Toto světlo je navíc přibližně monochromatické a jeho barvu lze dnes již technologicky i provozně relativně dobře volit a udržovat. Bílé, polychromatické světlo, blízké světlu slunečnímu, na které je veškerý život na Zemi adaptován, je však složitější dosáhnout. Avšak alespoň obejít tuto potíž je dnes rovněž již běžně technologicky možné. Použití LED v přístrojích pro medicínu a biologii není však často spojeno s požadavky běžného osvětlení „bílým“, přirozeným světlem, ale naopak s přísnou monochromaticností zdroje, kterou LED z principu nemohou splnit. Rovněž jejich výkon je omezen a především je limitována hustota vyzařované energie. Již při výrobě LED je nutno vyvést z přechodu PN emitované světlo do okolí prostřednictvím kulového vrchlíku, vyrobeného většinou z epoxydových pryskyřic. Ten však neumožňuje udržet vyzářené světlo ve světelném kuželu s přijatelnou rozbíhavostí paprsků a tím i vysokou hustotou energie. O polarizaci světla nebo dokonce o jeho koherenci nelze u LED z principu vůbec uvažovat. Běžné monochromatické LED lze ovšem získávat již se svítivostí řádově 1000 až 10 000 mcd, čemuž odpovídají světlené výkony řádově desítek mW/sr (steradián - jednotka prostorového úhlu). Naším cílem je však využít energeticky ještě efektnějších zdrojů světla, s ještě lepšími parametry monochromaticnosti, vyšší intenzitou záření, vyšší hustotou zářivého toku a především s jasně vyznačenou koherentností zdroje. Tyto požadavky splňuje již jen laser; v případě, kterým se budeme dále zabývat laser polovodičový, čili laserová dioda.

Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) je kvalitativně novým typem umělého světelného zdroje. Svým principem je však polovodičový laser blízký luminiscenční diodě. I u polovodičového laseru přechází kvantový systém polovodičových materiálů s příslušnými PN přechody z vybuzeného vyššího energetického stavu na nižší za současného vyslání víceméně přísně diskrétního kvanta elektromagnetického záření – fotonu. Tento přechod je však spojen s tzv. stimulovanou emisí, což vyžaduje fakt, že na kvantový systém již souběžně působí elektromagnetické záření o stejné frekvenci (vlnové délce), jakou bude mít vyzařovaný foton. Pravděpodobnost stimulovaného přechodu je přitom úměrná hustotě energie tohoto záření a vyzářený foton je duálně spojen s elektromagnetickou vlnou, která je se stimulujícím elektromagnetickým vlněním zcela koherentní, čili soufázová – má stejný prostorový i časový začátek svého monochromatického vlnění. Do předem generovaného zevního elektromagnetického pole (světla) se generuje další koherentní záření a výsledné záření je tak prostřednictvím stimulované emise záření zesilováno (obr. 43).



Obrázek 43:

Srovnání principu LED a laserové diody.

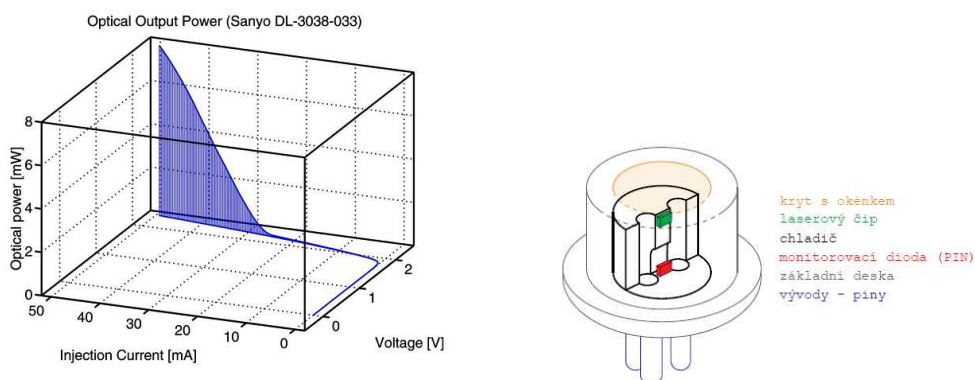
Aby nastíněného, dosti odvážného, cíle mohlo být technicky vůbec dosaženo, je nutné, aby byly splněny 3 základní podmínky:

1. Existence „aktivního“ prostředí, které umožňuje tok fotonů a zesilování intenzity tohoto toku popsáním mechanismem stimulované emise. Tímto prostředím je u polovodičových laserů vlastní transparentní polovodič (např. GaAs).
2. Zavedení kladné zpětné vazby, která zajistí, aby část generovaných fotonů v aktivním prostředí setrvala a tak stimulovala další požadované přechody z vodivostního do valenčního pásu. Této kladné zpětné vazby se technicky dosáhne vložením aktivního prostředí do „rezonátoru“, tvořeného dvěma planparalelními zrcadly, z nichž jedno je polopropustné. Tento nejjednodušší, tzv. Fabry-Perotův rezonátor zajišťuje

mnohonásobný odraz fotonů a jejich mnohonásobný kolineární průchod aktivním prostředím, během něhož – než-li v rámci zesíleného toku vyletí polopropustným zrcadlem ze struktury laseru ven – budou plnit úkol stimulované emise.

3. Zajištění inverzní populace, čili zajištění toho, aby na vyšší, vodivostní energetické hladině (W_c) bylo více nosičů náboje, než na hladině nižší, valenční (W_v). Tohoto stavu, který se zdá být ve „světě běžné lidské zkušenosti“ nerealizovatelný, ale v „kvantovém světě“ mikrorozměrů hmoty realizovatelný je, lze dosáhnout tzv. buzením aktivního prostředí – v polovodičovém laseru je toto dosaženo injekcí nosičů náboje do PN přechodu – tedy protékajícím elektrickým proudem, který je vyšší, než tzv. proud prahový. Při proudu nižším než prahovém se struktura chová v podstatě jako obyčejná LED. Teprve po překročení proudového prahu se projeví kýžená produkce vysokoenergetického, vysokohustotního, vysoce monochromatického a především koherentního elektromagnetického záření „světelných“ vlnových délek, spojená s dalším růstem intenzity procházejícího proudu (obr. 44).

Z třírozměrného grafu na obr. 44 je rovněž patrné, že optický výkon polovodičového laseru lze nad jeho proudovým prahem řídit prostřednictvím změny procházejícího proudu, avšak odpovídající nárůst proudu je dosti strmý a spojený se značným vývinem tepla. To vede k nutnosti intenzitu světelného toku hned v těsné blízkosti laserové struktury aktuálně snímat (zabudovanou fotodiodou) a prostřednictvím této informace požadovaný světelný tok zpětnovazební regulací stabilizovat (obr.44).

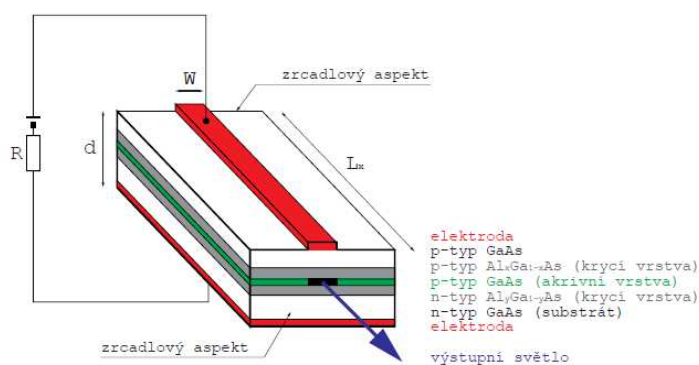


Obrázek 44:

Závislost optického výkonu laseru na napětí a procházejícím elektrickém proudu. V pravé části obrázku je schematicky znázorněno vnitřní uspořádání laserové diody a snímací fotodiody určené pro zpětnovazební řízení světelného toku.

Polovodičové lasery jsou nejčastějšími typy laserů a rovněž pro biostimulační účely (LLLT, low level laser therapy) jsou tyto typy laserů používány v drtivé převaze. Historie těchto laserů začíná rokem 1962, kdy bylo dvěma vzájemně nezávislými skupinami v USA poprvé demonstrováno generování koherentního světla v polovodiči. Šlo o výzkumnou skupinu Roberta N. Halla (General Electric) a skupinu Marshala Nathana (IBM). Oba funkční vzorky však generovaly infračervené záření. Teprve koncem plodného roku 1962 se podařilo další americké výzkumné skupině firmy General Electric vedené Nickem Holonyakem (mimořádně objevitelem LED) generovat viditelné světelné záření.

Paralelně probíhal výzkum v tehdejší Sovětské svazu, kde funkční vzorek laserové diody hned počátkem roku 1963 předvedl Nikolaj Basov. Tehdejší funkční vzorky polovodičových laserů vyžadovaly však v oblasti aktivního prostředí obrovské proudové hustoty (až $1\,000\text{ A/cm}^2$); napájecí zdroje musely být proto vysokonapěťové a polovodič vyžadoval chlazení kapalným dusíkem (teplota 77 K). Důvodem bylo použití homogenního přechodu PN, tedy přechodu vytvořeného z jednoho typu polovodičového materiálu (GaAs, galiumarsenid), pouze s oblastmi dotovanými pro vznik převahy elektronů (N) či děr (P). Teprve zavedením tak zvaných heterostruktur, kde je aktivní vrstva tvořena polovodičem zcela jiného složení a kde tak dochází k výraznějšímu hromadění párů elektron – díra, dovolilo snížit potřebnou hustotu protékajícího budícího elektrického proudu. Zvláště účinná je tzv. dvojité heterostruktura (Double Heterostructure, DH), kdy dvě jednoduché heterostrukтуры (P i N) tvořené stejným materiálem obklopují aktivní vrstvu z odlišného materiálu (viz obr. 45).



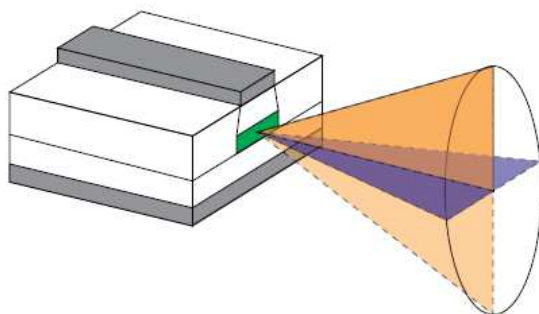
Obrázek 45: Schéma dvojité heterostrukтуры polovodičového laseru.

Dvojitá heterostruktura zabezpečila plně přijatelné provozní podmínky a skutečně vysokou účinnost současných polovodičových laserů. Tento objev, o který se již od roku 1950 v USA pokoušel Herbert Kroenner, se podařil poprvé reálně uskutečnit v tehdejší SSSR

(Žores I. Alfjorov a Dimitrij Z. Garbusov, rok 1970). Kroenner a Alfjorov pak za něj roku 2000 obdrželi Nobelovu cenu za fyziku.

Polovodičové lasery se vyrábějí v různých modifikacích. Klasický DH polovodičový laser (s Double Heterostrukturou, dvojitou heterostrukturou) má dobrou účinnost kolem 75% , neboť heteropřechodů v materiálu je díky jejich vhodným indexům lomu využito i pro odrazení světla zpět do aktivní oblasti. Vyšší účinnosti dosahují tzv. QW lasery (Quantum Well, kvantová jáma), které jsou speciálním případem DH laserů, kdy mimořádně tenká prostřední vrstva (10 nm) tvoří pravoúhlou kvantovou potenciálovou jámu, v níž mohou elektrony nabývat jen velmi přesně, diskrétně, daných hodnot energie. Tím se nejen zvýší účinnost zhruba na 80%, ale rovněž se zúží spektrální charakteristika (laserové záření je více monochromatické). Současně se snižuje potřebný budicí proud a zmenšuje se jeho teplotní závislost. U tohoto typu laseru se obvykle používá i dalších dvou vrstev s nižším indexem lomu, které obklopují tři vrstvy aktivní oblasti a neaktivní oblasti. Neaktivní oblasti tak zlepšují koncentraci světla. Lasery typu DFB (Distributed Feed Back, rozprostřená zpětná vazba) jsou charakteristické tím, že těsně u aktivní vrstvy je přímo v materiálu naleptána difrakční mřížka, která plní roli optického rezonátoru. Tuto roli u předchozích typů plnily pouze fasety krystalu (naleptané odrazuschopné stěny, plošky, opatřené případně ještě reflexní vrstvou). Difrakční mřížka ovšem umožňuje vznik dokonalejšího rezonátoru a navíc působí jako optický spektrální filtr (odráží jen velmi úzké spektrum vlnových délek, méně než-li 1 nm). Velmi úzké spektrum laserového záření je přitom potřebné zvláště pro dálkový přenos diskrétních informací v telekomunikacích, ale též v některých speciálních výzkumných, medicínských a biologických aplikacích.

Veškeré výše popsané typy polovodičových laserů (laserových diod) vyzářují „bokem“ vytvořené aktivní vrstvy, tedy hranou aktivní vrstvy, což znamená, že paprsek je s aktivní vrstvou rovnoběžný. Jde o tzv. hranově vyzářující lasery (obr. 46):



Obrázek 46: Princip hranově vyzářujícího laseru.

Lze ovšem vyrobit i struktury, které vyzařují kolmo k rovině aktivní vrstvy. Označují se jako VCSEL lasery (Vertical-Cavity Surface Emitting Lasers). Jejich účinnost je též kolem 80%, ale paprsky těchto laserů mají podstatně menší rozbíhavost (přibližně 10° oproti zhruba 30° u hranově vyzařujících laserů). Jako zrcadel se zde používá Braggových mřížek, proto tyto lasery rovněž poskytují vysoce monochromatické záření. Existuje celá řada dalších modifikací polovodičových laserových struktur, vyráběných vždy s určitým cílem (dosažení maximálně úzkého monochromatického spektra, snížení rozbíhavosti, úprava napájecích parametrů, dosažení maximálního výkonu, dokonalá koherence).

Dnes sériově vyráběné polovodičové lasery mohou být konstruovány pro kontinuální (stálý, spojitý) provoz nebo již a priori pro provoz impulzní. Výhodou tohoto druhého řešení je, že výkon impulsu může být veliký, avšak po takovém vysokoenergetickém impulsu musí následovat dlouhá pauza, jinak by se polovodičová laserová struktura rychle tepelně zničila. Obecně lze vyrábět polovodičové laserové struktury poskytující výkony stovek mW až kolem 1W. Polovodičové lasery s těmito výkony lze při dobrém, ale ještě standardním, chlazení kovovými chladiči (případně s Peltierovými články) používat ještě v kontinuálním režimu. Pokud je požadován vyšší výkon, je možno vyrobit takovou strukturu, ale vzhledem k větším rozměrům je nutno počítat s horšími parametry laserového záření a především pak s nemožností takovouto strukturu za běžného provozu uchladiť. Proto je u polovodičových laserů s výkony řádově desítek W možný zatím jen impulzní režim. Přitom doba trvání pulzů musí být velmi krátká (bývají to maximálně jen stovky nanosekund až mikrosekundy). Po každém pulzu světla musí následovat dlouhá pauza a teprve pak se může opakovat další pulz atd. Periodické záblesky se přirozeně mohou opakovat s frekvencemi vysoko nad několika desítkami Hz, které je lidské oko schopno ještě rozlišit, takže svit takového laseru bude člověk vnímat jako zdánlivě spojitý. Podílu doby trvání světelného záblesku a periody říkáme pracovní cyklus (duty cycle) a vyjadřujeme jej obvykle v %.

Pokud se tedy setkáme s polovodičovým laserem, třeba právě biostimulačním, který se prezentuje výkonem např. 30 W, pak je jasné, že se jedná o laser s impulzním provozem a je třeba se ptát, jaká je doba záblesku a jaký je pracovní cyklus. Např. typický „výkonný“ biostimulační laser italské firmy LED má tento impuls délky 100 ns. Pak i při maximální možné frekvenci tohoto laseru 10 000 Hz je poměr impuls : pauza = 1 : 1 000, duty cycle je 0,1%. Během periody doby trvání 100 μ s = 100 000 ns přichází světelný záblesk o době trvání pouhých 100 ns, zatímco po dobu 99 900 ns je tma. Střední hodnota výkonu nebude tedy 30

W, ale hodnota tisíckrát menší, pouhých 30 mW, na něž jsme byli zvyklí u biostimulačních laserů prvních generací. Samozřejmě si lze položit otázku, zda pro biologickou odezvu organismu je významná právě tato střední hodnota v čase, nebo zda i mimořádně krátký záblesk s vysokou hustotou toku fotonů může vyvolat specifickou reakci. Časová střední hodnota hustoty toku fotonů je ovšem stejná jako u 30 mW laseru, a je tomu tak dobře. Kdyby na tělo pacienta dopadalo stálé laserové záření o výkonu skutečně 30 W, nešlo by už v žádném případě o biostimulaci. Lasery tohoto výkonu už totiž spolehlivě propalují materiály.

Dosáhnout skutečně velkého výkonu polovodičových laserů je však potřebné v mnoha oborech průmyslových aplikací. Dosahuje se toho obvykle vytvářením polí výkonných laserových diod, tvořených jednotkami až desítkami jednotlivých emitorů umístěných v řadě nebo ve formě 2D pole (tzv. stack). Samotné jednotlivé výkonové diody (výkonu až jednotek W) jsou charakteristické velkým poměrem stran aktivní oblasti (typicky jednotky mikrometrů x stovky mikrometrů), čímž se ovšem generuje nekvalitní široké spektrum monochromatického záření a silně asymetrický průřez svazku záření. U výkonových laserových polí pro průmyslové využití (např. řezání kovů), opatřených stejně další kolimační optikou, to však příliš nevadí. Samotná laserová pole mohou mít výkony až v řádu kilowatů; ovšem i tato pole obvykle pracují v kvazikontinuálním režimu, přestože jejich chlazení je vždy aktivní (kapalinové, případně Peltierovy články). Pro speciální účely výzkumu a využití moderních fyzikálních technologií se konstruují i mimořádně nákladné výkonové laserové diody s vysokými parametry koherence a monochromatickosti, které využívají vnější zpětné vazby a dosahují jednotlivě výkonů až několika desítek W při šíři emisní čáry menší, než-li 0,2 nm a dokonce i s laditelnou vlnovou délkou, stabilizovanou na absorpční čáru (určeny pro spektroskopické účely). S těmi se však při biostimulaci ve fyzikální léčbě setkáme.

Polovodičové lasery nebyly historicky prvními kvantovými zesilovači a generátory koherentního světelného záření. Toto prvenství patří rubínovému laseru, jehož funkční vzorek předvedl jako první Theodor H. Maiman (USA) v roce 1960. Tento laser využíval tři kvantových energetických hladin v dielektrickém materiálu Al_2O_3 . Ze základní energetické hladiny tohoto aktivního prostředí byly elektrony čerpány na vyšší energetickou hladinu prostřednictvím energie zeleného světla výbojky, která ve spirálách obepínala vybroušený krystal rubínu (obr. 47). Cíleným zabudováním příměsi chrómu do mřížky krystalu Al_2O_3 se podařilo vytvořit metastabilní kvantovou hladinu, na které se nezářivými přechody

koncentrovala inverzní populace elektronů. Ty pak v periodických intervalech s frekvencí 0,1 až 0,01 Hz padaly zpět na základní energetickou hladinu a jejich pád byl doprovázen záblesky červeného monochromatického a koherentního světla s energií desetin až jednotek joulů. Rezonátorem bylo vnitřní prostředí krystalu rubínu, opatřené na svých čelech zrcadly, čelním polopropustným.



Obrázek 47: Rubínový laser Theodora H. Maimana.

Rubínový laser byl však z principu schopen výlučně pulzního provozu. Kontinuální provoz se podařilo dosáhnout až ruským fyzikům Nikolaji Basovovi a Alexandru Prochorovovi tím, že v prostředí aktivního materiálu zavedli více kvantových energetických hladin a tak umožnili vznik inverzní populace elektronů.

Rubínový laser patří mezi pevnolátkové lasery, v nichž je aktivní prostředí tvořeno monokrystaly dielektrik nebo amorfními skly. Aktivní příměsi jsou vzácné zeminy (Nd, Er, Pr, Ho, ...) nebo prvky skupiny železa (Cr, Ti, ...). Čerpání se uskutečňuje výlučně opticky, dnes již však zřídka rtuťovými nebo xenonovými výbojkami, nýbrž laserovými diodami typu DPSS. Nepoužívanějším pevnolátkovým laserem je Nd:YAG laser (neodym yttrium-aluminium granát), jehož konstrukce je kompaktní a který je často používán v řadě oborů vědy, průmyslu či medicíny. Základní vlnová délka je infračervená, 1 064 nm, lze ovšem využívat i druhou harmonickou frekvenci o vlnové délce 532 nm. Maticovou látkou je yttrium hlinitý granát ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$, YAG) s příměsí trojmocného neodynu (Nd^{3+}). Výstupní výkon je

v řádu jednotek až tisíců W. Mezi pevnolátkové lasery patří i lasery vláknové, které jako aktivní prostředí využívají skleněná vlákna s jádrem dotovaným neodymem, ytterbiem, thuliem nebo erbiem. Tyto konstrukce jsou velmi perspektivní a dávají šanci na obrovské uplatnění nejen v komunikacích, ale i v nejrůznějších technologiích.

Kromě pevnolátkových dielektrických laserů vstoupily do povědomí široké veřejnosti lasery plynové. Představují nejširší skupinu laserů s možností generování záření v celém optickém spektru (UV, VIS – viditelné, IR). Umožňují využívat velké objemy aktivního prostředí a získávat tak vysoké intenzity záření. Jedním z nejpoužívanějších plynových laserů, který byl i jako první využit k biostimulačním účelům v medicíně, je helium-neonový laser (He-Ne laser). Ač je to laser historicky tradiční, jeho konstrukce je poměrně složitá. Výbojem ve zředěném heliu se zvýší energie tohoto „čerpacího“ plynu, která je při nepružných srážkách předávána „pracovnímu“ plynu neonu. Neon rekombinuje na poněkud nižší metastabilní energetickou hladinu, přičemž vyzáří viditelné laserové světlo vlnové délky 632,8 nm s velmi úzkou spektrální čarou. Do základního energetického stavu se však „pracovní“ plyn Ne dostává až srážkami se stěnami tenké vnitřní trubice (kapiláry), která se v pracovním prostoru aktivního prostředí obklopeného skleněným válce musí nezbytně nacházet.

Plynovým laserem je i známý argonový laser, který patří mezi nejvýkonnější lasery. Může emitovat modré nebo častěji zelené světlo. Rovněž laser CO₂, který může produkovat výkony řádu desítek kW ve vzdálené IR oblasti (10,6 μm), je plynovým laserem. Ke stimulované emisi záření u tohoto laseru dochází při kvantových přechodech mezi rotačně – vibračními hladinami základního elektronového stavu molekuly CO₂. Úloha přídavných plynů helia a dusíku spočívá v podpoře vyprazdňování spodních, ale nikoliv základních, energetických hladin CO₂. Laser CO₂ je typickým technologickým laserem pro průmysl, ovšem využívá se i v medicíně (chirurgie).

Plynovými lasery jsou též tzv. excimerové lasery, pracující v UV oblasti (150 až 350 nm). Využívají dimerů vzácných plynů (Ar₂), halogenidů vzácných plynů nebo oxidů vzácných plynů. Výkony jsou v řádu jednotek až stovek W. Využití je především ve speciálních technologiích, ale i v medicíně (oční operace).

Typ laseru	Specifikace	Vlnová délka
Pevnolátkové	Rubínový (Al ₂ O ₃)	694,3
	Nd:YAG (Neodym YAG)	1 064 (532)
	Ho:YAG (Holmium YAG)	2 100
	Tm:YAG (Thulium YAG)	1 940
	KTP (Kalium-Titanyl-Fosfát)	532
	Alexandrit (Al ₂ BeO ₄ :Cr ³⁺)	700 - 818
Plynové	CO ₂	10 600
	He-Ne	633
	Ar	488, 514
	Excimerové (ArF, KrCl, XeF, ...)	193 - 351
Barvivové	Rhodamin 6G	570 - 650
	Kumarin C30	504
Polovodičové	GaAs	650, 840, 904, 905
	GaAlAs	670 - 830
	AlGaInP	650
	GaN	405
	InGaAlP	630-685

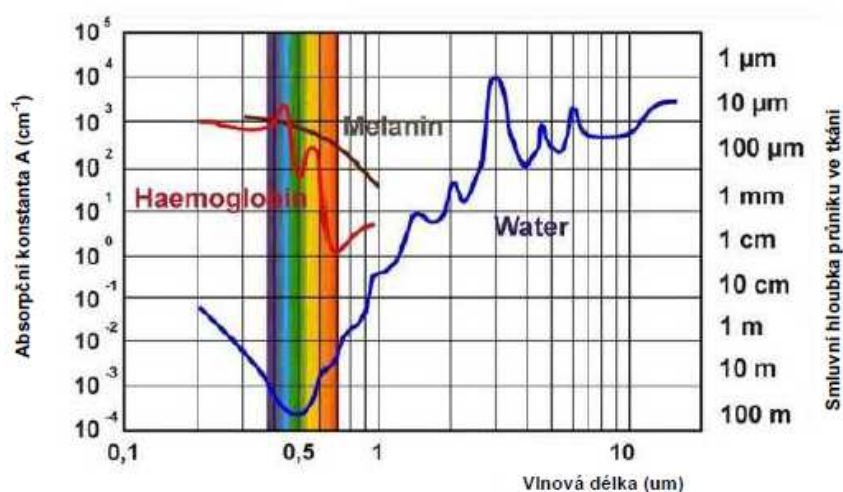
Tabulka 10: Příklady některých laserů a jejich vlnových délek.

Je nutné se zmínit i o laserech kapalinových (barvivových). Jako aktivní prostředí zde slouží různá barviva (např. rhodamin, fluorescein, alizarin), rozpuštěná v kapalině (nejčastěji lihu nebo vodě), popřípadě i v pevném prostředí - ve skle. Budí se světlem jiného laseru, často v UV oblasti, nebo světlem výbojky. Do rezonátoru těchto laserů se umísťuje difrakční mřížka, jejímž natáčením se mění vlnová délka výsledného světla. Použít lze i hranolu.

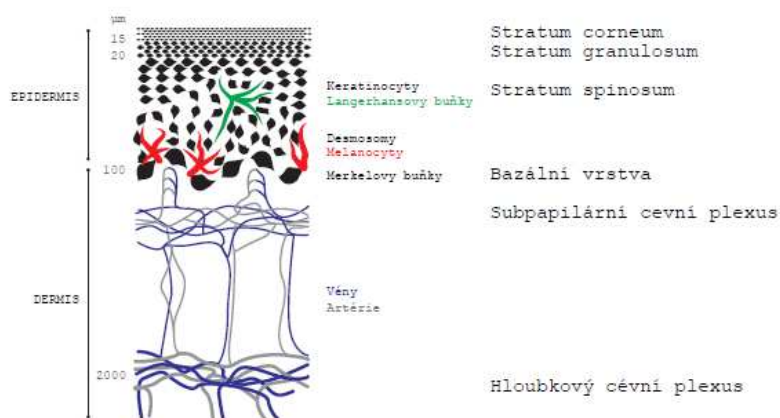
7.4 Interakce světla s živou hmotou

Nyní jsme se již seznámili s hlavními představiteli laserů (tabulka 1), schopných s vysokou účinností (až kolem 90 %) produkovat světlo o vysoké hustotě zářivého toku, navíc světlo monochromatické a koherentní. Představu o vysoké hustotě zářivého toku si můžeme dobře vytvořit tak, že předpokládáme výstupní plošku polovodičového laseru o rozměrech

přibližně $10 \times 100 \mu\text{m}$. Na této ploše se generuje např. výkon optického záření $1\,000 \text{ mW}$. Pak hustota zářivého výkonu činí 10^9 W/m^2 . I když divergence šířících se paprsků laserového záření, případně použitá optika laserové diody zvětší průřez výstupního svazku např. na 1 mm^2 , stále pak lze počítat s hustotou zářivého výkonu 10^6 W/m^2 . Sluneční svit má pro srovnání 10^3 W/m^2 . Kdybychom tělo pacienta ozařovali jakkoliv intenzivním slunečním svitem, od plošné hustoty energie předané biostimulačním laserem nás bude stále dělit několik řádů. Proti této úvaze lze namítat, že i paprsky slunečního světla, nebo světla jiného, umělého, tepelného zdroje lze soustředit spojnou čočkou a dosáhnout vysokých hustot energie. Tato energie má však spojitý polychromatický charakter a převažují v ní vlnové délky dlouhovlnné oblasti s výlučně tepelným efektem. U laseru však můžeme volit úzké spektrum, které dovolí průnik dostatečné zářivé energie až do hloubi tkání, aniž by hned převážil termický účinek, čímž právě můžeme dosahovat kýžených biostimulačních účinků (obr. 48, obr. 49). Je ovšem nezbytné znát optické vlastnosti tkání, zejména kůže (obr. 48).



Obrázek 48: Spektrální optické vlastnosti kůže.



Obrázek 49:
Schematický řez kůží.

Je patrné, že zde významné role hrají voda, melanin a hemoglobin. Pohltivost vody vůči světlu od UV pásma a dále pak ve viditelné oblasti prudce klesá. Od vlnové délky zhruba 500nm sice opět výrazně roste, ale v blízké infračervené oblasti (NIR) je přece jen ještě relativně nízká. S rostoucí vlnovou délkou IR oblasti však zřetelně roste. Chceme-li pohltivost vody v kůži, případně dalších tkáních, eliminovat a zajistit tak hluboký průnik laserového záření, musíme tedy pracovat ve viditelné (VIS), případně blízké infračervené (NIR) oblasti. Ve viditelné oblasti má však vysokou pohltivost melanin. Naštěstí však pohltivost melaninu od červených vlnových délek klesá a zvláště pro oblast NIR je již přijatelně malá. Situace s hemoglobinem je složitější, neboť se odlišuje spektrum pohltivosti pro hemoglobin okysličený (oxyhemoglobin) a hemoglobin neokysličený. Přesto lze pro červené a infračervené světlo považovat pohltivost hemoglobinu za velmi malou. Terapeutické okno biostimulačních laserů se tudíž bude smysluplně nacházet obvykle v oblasti červeného viditelného světla, případně v blízké infračervené oblasti, kde bude požadavek na hloubkový průnik světla ještě lépe splněn.

Dosud jsem zacházel s pojmem „pohltivost“ záření určitou látkou dosti volně. Fyzika ovšem zná velmi přesné vyjádření této vlastnosti, dané zákonem Lambertovým a Beerovým (Johann Heinrich Lambert, August Beer, 1852). Tento zákon však v různých oblastech vědy a techniky bývá uváděn v různých podobách. Nejčastější je následující podoba:

$$I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon \cdot c \cdot l}, \quad (5)$$

kde I je intenzita světla po průchodu látkou, zatímco I_0 je intenzita světla vstupujícího; ε je molární absorpční koeficient charakteristický pro danou látku (obvyklou jednotkou je $\text{litr} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$), c je molární koncentrace látky, kterou světlo prochází, a l je tloušťka vrstvy čili dráha, kterou světlo v dané látce urazí. Z uvedené rovnice snadno odvodíme:

$$\log_{10} \frac{I_0}{I} = A = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad (6)$$

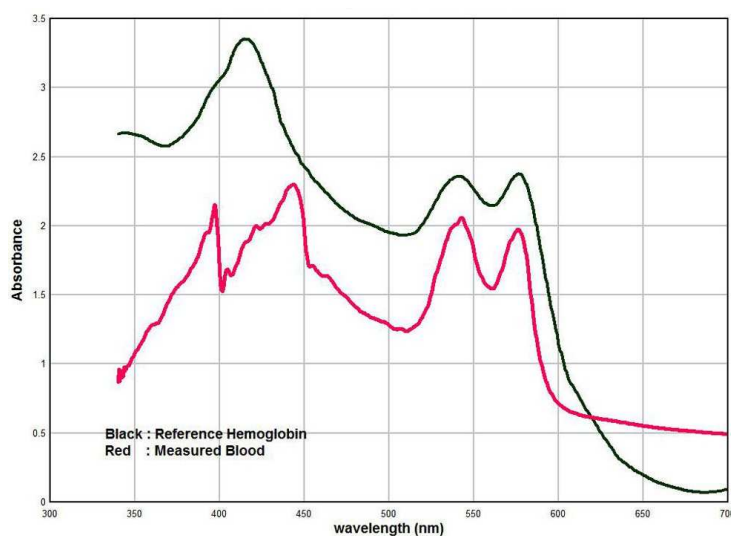
Veličině A určené tímto vztahem se říká absorpce a je to veličina bezrozměrná. Zeslabí-li průchod světla látkou jeho intenzitu na jednu desetinu, pak je $A=1$, zeslabí-li na jednu setinu, pak je $A=2$ apod. Někdy se ovšem pro určení míry absorpce udává vztah $1 - \frac{I}{I_0}$. Pak

hodnota 1 znamená, že látkou neprošlo žádné světlo a hodnota 0 znamená, že látka naopak všechno záření propustila. Místo poměrných hodnot 0 až 1 se často používá procentuálního vyjádření 0% až 100%. Úplně jinak však bude vyjádření absorpce formálně vypadat, pokud použijeme jiného vyjádření Lambertova a Beerova zákona:

$$I = I_0 \cdot e^{-A \cdot d} \quad (7). \quad \text{Pak:} \quad \ln \frac{I_0}{I} = A \cdot d, \quad \text{z čehož plyne} \quad A = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I} \quad (8)$$

Pod označením A se zde však nachází tzv. absorpční konstanta, jejíž jednotkou je m^{-1} ; v praxi obvykle cm^{-1} (viz obrázek 48). Aby záležitost nebyla tak jednoduchá, používá se pro vyjádření míry absorpce ještě nejméně dvou dalších parametrů: indexu absorpce k a absorpčního koeficientu κ (kapa), vázaných mezi sebou vztahem $n \cdot \kappa = k$, kde n je index lomu. Tato vyjádření velmi úzce souvisí s vlivem materiálových charakteristik látky, kterou světelná elektromagnetická vlna prochází. Uvedené problematice bude nezbytná pozornost věnována v následujícím fyzikálně orientovaném textu (odkazujeme na vztahy s čísly 9 – 59).

Něco jiného ovšem bude, pokud máme v úmyslu dosáhnout naopak toho, aby bylo světlo určitými strukturami tkáně co nejvíce pohlcováno. Například hemoglobin a jeho deriváty (obecně všechny hemoproteiny) mají výrazná absorpční maxima v oblasti 400 – 430 nm. Jedná se o součást tzv. Soretova pásu, platného pro všechny porfyriny, např. hemoglobiny, chlorofyl, kobalamin, cytochromy c a $P-450$, katalázy aj., ležícího mezi 350 nm až 450 nm. Obrázek 50 ukazuje ilustrativní spektrum hemoglobinu i celkové spektrum krve.



Obrázek 50: Charakteristické optické spektrum hemoglobinu a krve.

Bude-li naším cílem předat energii fotonů právě krvi a krevnímu barvivu, bude ideální použití modrého světla. Modré světlo výborně pohlcují všechny porfyriny a vlivem jejich fotoexcitace se může uvolňovat i atomární kyslík, který účinně ničí případně přítomné mikroorganismy, což se využívá např. při léčbě akné infikovaného bakteriemi *Propionibacterium acne*. Stejně tak hyperbilirubemie novorozenců se účinně léčí fototerapií modrým světlem, jehož vlnová délka je blízká absorpčnímu spektru bilirubinu (460 nm). Naopak zelený laser (například na bázi krystalu kalium-titanyl-fosfátu, KTP, 532 nm) má svoji vlnovou délkou blízkou k maximum absorpčního spektra hemoglobinu (540 a 578 nm pro oxyhemoglobin; 555 nm pro redukovaný hemoglobin) a rovněž melanin má v této spektrální oblasti ještě dosti dobrou pohltivost. Zelený laser se tudíž velmi dobře hodí k ošetřování povrchových vaskulárních lézí, žilek, pigmentačních lézí, jizev, strií apod. Při vyšších výkonech pak k šetrným chirurgickým zákrokům, kde je požadována rychlá hemostáze.

Aby však mohly paprsky laserového záření plnit v těle pacienta požadovanou úlohu, musí nejprve intaktním (neporušeným) kožním či slizničním krytem tohoto těla do jeho nitra proniknout. Tento zdánlivě jednoduchý úkol je v zásadě snadno splnitelný pro lasery určené především pro chirurgické aplikace. Tam má totiž svazek záření vysoký výkon, mimořádně vysokou hustotu energie a je silně kolineární (nerozbíhavý). Jinak je tomu u laserů určených pro biostimulaci. Ty živou tkáň nemohou a nesmí poškodit, jejich zářivý výkon je proto mnohem menší. Navíc jde často o lasery polovodičové, u kterých je přítomna i relativně vysoká rozbíhavost svazku záření (jak víme, z principu v intervalu 10° až 30°). I pokud je použita kolimační optika, není jejím hlavním cílem zajistit úzký kolimovaný svazek paprsků, neboť častým požadavkem je ozářit dosti velké plochy těla. Hlavice biostimulačního laseru přitom obvykle nebývá v přímém kontaktu s povrchem kůže. Všechny tyto faktory vedou ke vzniku velké spekulární (zrcadlové) reflexe, především ve stratum corneum nebo dokonce přímo na samotném vlhkém a mastném povrchu kůže. Tak může být ztracena až polovina vyzářené energie. S tímto problémem byli již lékaři obeznámeni v samých počátcích moderní fototerapie, kdy bylo doporučováno povrch kůže odmastit, případně ošetřit pemzovým práškem (odstranění stratum disjunctum). Při citlivých optických diagnostických měřeních na kůži to je samozřejmostí dodnes (např. pro remisní spektrofotometrii nebo i laserové dopplerovské fowmetrii, případně kapilaroskopii apod.). Při fotobiostimulačním ošetření kůže se to však obvykle nedělá, navíc se často na pacienta spěchá, prostory rehabilitací a fyzikální léčby bývají malé, obvykle přetopené, takže pacientova kůže je často pokryta i potem. Pod

povrch kůže, ale i do kůže samotné, se tak dostane jen malá část laserového záření dopadajícího na povrch těla. Pokud je navíc sklon osy zářivého svazku vůči ozařovanému povrchu nenormálový, tedy nikoliv kolmý, podíl ztráty biostimulačního laserového záření se dále zvětšuje. Při populární metodě ozařování velkých ploch těla (např. paravertebrální oblast zad) za využití skaneru, tedy pohybující se hlavice laseru nad pacientem, trvá dopad světla na určité místo jen krátký, i když při periodickém pohybu hlavice opakující se, okamžik. Podobné je to i se systémy rozmítajícími svazek paprsků a zvětšujícími tak tímto způsobem plochu, na níž světlo dopadá. Je zřejmé, že má-li do určitých míst těla pronikat dostatek fotonů, musí se doba aplikace proporcionálně prodloužit. K předání požadované energie bychom pak často potřebovali velmi dlouhé doby podávání procedury, a to ještě není jisté, zda malý okamžitý výkon dopadajícího záření lze opravdu z hlediska jeho biologického účinku kompenzovat dlouhou dobou jeho působení. Nejde tedy jen o to, že s výkonnějšími lasery trvá doba ošetření kratší dobu a vystřídá se tím více pacientů, ale i o to, aby se skutečně docílilo požadované biologické odezvy. Z tohoto hlediska poskytuje větší šanci tzv. laserová sprcha, kdy v jediném aplikátoru větší plochy je zabudováno několik samostatných biostimulačních laserových zářičů, jejichž svit pokrývá léčenou rozsáhlejší plochu těla.

Jednou z efektivních cest, jak přivést do léčených tkání požadovaný zářivý výkon a vyhnout se zároveň nežádoucím ztrátám, je využít optických světlovodů. Laserové záření se přitom vede „jen“ od přístroje k tělu pacienta, tedy na krátkou vzdálenost, takže optický útlum zde nehraje velkou roli. Není proto nutné používat výlučně křemenná vlákna (s útlumem řádu desetin dB na kilometr), ale lze využít vlákna plastová. I při jejich útlumu až 100 dB/km lze na vzdálenosti několika metrů počítat pouze s několika procenty ztrát. Nebude přirozeně použito jediného vlákna optického světlovodu, ale obvykle celého svazkového kabelu, přičemž se musí dbát, aby účinná plocha jader vláken byla co největší a kabelem byl tudíž přenesen co největší zářivý tok. Důležité je dokonalé navázání optického kabelu na zdroj záření (laser), uskutečňované optickými konektory, jakož i dokonalé navázání druhého konce kabelu na povrch těla pacienta, což se realizuje lehkým přitisknutím opláštěné koncovky optického kabelu na povrch kůže s následnou fixací přilepením nebo jiným způsobem (například integrovanou vakuovou přísavkou). Takto řeší problém přenosu laserového biostimulačního záření od zdroje (přístroje) k tělu pacienta např. někteří němečtí nebo švýcarští výrobci (3). Vzhledem k tomu, že optické kabely jsou dostatečně lehké a ohebné, hovoří se i o flexibilním způsobu přenosu záření do těla pacienta. Přenosové ztráty jsou tímto

technickým řešením opravdu významně minimalizovány a léčená tkáň pacienta je stimulována až 90 % výkonu vyzařovaného laserem.

Elektromagnetické monochromatické a koherentní vlnění příslušných optických vlnových délek proniklo tedy již konečně pod povrch těla. Co se s ním však z fyzikálního hlediska bude dít dále, čili jak se budou chovat látky tkáně pacienta v interakci s elektromagnetickou vlnou světelných frekvencí? Tento problém můžeme přirozeně zobecnit na zcela libovolné frekvence, zahrnující oblast od frekvencí záření γ až po rádiové vlny. V celé této spektrální oblasti jde v principu o podobné procesy výměny energie elektromagnetického pole s polem mikročástic. Rozdíly jsou především v metodách vyšetřování, které se podstatně liší při přechodu od jedné spektrální oblasti ke druhé, přičemž s aspektem na biostimulační lasery se budeme zaměřovat především na projevy vlnového chování světla v oboru VIS a NIR, resp. UV. Při dopadu, odrazu, pohlcení, přeměně mezi formami energie, rozptylu a obdobných jevech mezi elektromagnetickou vlnou a látkou jde vždy o interakci dvou základních forem hmoty: záření (pole) a látky.

7.5 Makroskopický popis elektromagnetického pole

Makroskopický popis elektromagnetického pole vychází ze zobecnění velkého počtu experimentů, prováděných v průběhu téměř dvou set let. Základní popis elektromagnetického pole se opírá o dva „silové“ vektory – intenzitu elektrického pole $\vec{E}$ a magnetickou indukci $\vec{B}$. Kromě toho jsou pro pochopení vlivu látkového prostředí důležité vektory elektrické indukce $\vec{D}$ a intenzity magnetického pole $\vec{H}$. Poněkud matoucí názvy těchto čtyř vektorů mají kořeny v době, kdy se nauka o elektrickém a magnetickém poli utvářely souběžně, bez zřetele na vzájemné souvislosti. Dnešní přístup zavedl až H. A. Lorentz (1853 – 1928).

J. C. Maxwell (1831 – 1879) vypracoval na základě Faradayových představ ucelenou matematickou teorii, která popisuje všechny aspekty makroskopického elektromagnetického pole. Vedle vektorů pole vystupují v těchto rovnicích také veličiny, charakterizující zdroje elektromagnetického pole. Jsou jimi vektor proudové hustoty $\vec{j}$ a prostorová hustota elektrického náboje ρ .

Maxwellovy rovnice vyjádříme v tzv. diferenciálním tvaru. Vektory pole jsou zde udány v pevném bodě prostoru a v udaném časovém okamžiku.

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t},$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t},$$

$$\operatorname{div} \vec{D} = \rho,$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0.$$

První dvě rovnice obsahují časové derivace vektorů pole a jsou vyjádřením determinismu v nauce o elektřině a magnetismu. Druhé dvě rovnice upřesňují charakter elektrického a magnetického pole. Vedle těchto rovnic musíme udat vztah mezi vektory $\vec{E}$ a $\vec{D}$ resp. $\vec{B}$ a $\vec{H}$.

Abychom vyjádřili vztah zdrojů a prostředí, musíme k těmto vztahům přidat další dvě rovnice. Především je to Ohmův zákon v diferenciálním tvaru ($\vec{j}$ je proudová hustota):

$$\vec{j} = \sigma \vec{E},$$

kde σ je konduktivita (dříve nazývaná měrnou vodivostí) a v homogenním a izotropním prostředí má skalární charakter. Pokud je prostředí anizotropní, je $\vec{\sigma}$ tenzorem druhého řádu.

Silové účinky elektromagnetického pole na klidný i pohybující se náboj vystihuje Lorentzův vztah

$$\vec{F} = Q(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}).$$

pokusíme se nyní osamostatnit vektor $\vec{E}$ z Maxwellových rovnic. Výpočet se zjednoduší, budeme-li předpokládat, že v uvažovaném prostředí nejsou volné elektrické náboje, což znamená, že $\rho=0$.

Na druhou Maxwellovu rovnici (zákon elektromagnetické indukce) aplikujeme operaci rotace. Po malé úpravě obdržíme

$$\text{rot rot } \vec{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \left(\vec{J} + \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right)$$

a dále

$$\text{grad div } \vec{E} - \nabla^2 \vec{E} = -\mu\sigma \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} - \epsilon\mu \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2}.$$

Když $\rho=0$, je $\text{div } \vec{D} = \epsilon \text{div } \vec{E} = 0$.

Po další jednoduché úpravě s využitím Ohmova zákona bude:

$$\nabla^2 \vec{E} = \mu\sigma \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \epsilon\mu \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2}.$$

Jedná-li se o prostředí s malou vodivostí ($\sigma \rightarrow 0$), bude:

$$\nabla^2 \vec{E} = \epsilon\mu \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2},$$

což je klasická vlnová rovnice. Zcela podobným způsobem odvodíme vlnovou rovnici pro vektor $\vec{B}$:

$$\nabla^2 \vec{B} = \epsilon\mu \frac{\partial^2 \vec{B}}{\partial t^2}.$$

7.6 Průchod světelné vlny spojitým kontinuem

Průchod světelné vlny hmotným prostředím lze popsat jako šíření spojitě elektromagnetické vlny spojitým kontinuem, charakterizovaným makroskopickými materiálovými konstantami fenomenologické hledisko). Šíření elektromagnetické vlny prostředím je pak plně charakterizováno Maxwellovými rovnicemi (4).

Vlastnosti prostředí jsou v přiblížení lineární optiky (uvažujeme stále relativně malé intenzity světla) charakterizovány vztahy (modře vypsane rovnice lze považovat pro výuku lékařů za nadstavbové):

$$\begin{aligned}\vec{D} &= \hat{\epsilon} * \vec{E}, \\ \vec{B} &= \hat{\mu} * \vec{H}, \\ \vec{j} &= \hat{\sigma} * \vec{E},\end{aligned}\tag{10}$$

kde $\hat{\epsilon}$, $\hat{\mu}$ a $\hat{\sigma}$ jsou tenzory permitivity, permeability a měrné vodivosti, mající obecně 9 komponent, avšak u izotropních materiálů (resp. též u kubických krystalů) je lze považovat za skaláry.

Maxwellovy rovnice vedou k vlnové rovnici (viz předchozí kapitola 5.6), kterou lze pro vektory $\vec{E}$ a $\vec{H}$ též vyjádřit v následujících tvarech:

$$\vec{E} = \sigma * \mu * \frac{\delta \vec{E}}{\delta t} + \epsilon * \mu * \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2},\tag{11}$$

$$\vec{H} = \sigma * \mu * \frac{\delta \vec{H}}{\delta t} + \epsilon * \mu * \frac{\partial^2 \vec{H}}{\partial t^2},\tag{12}$$

jejichž řešením je rovinná monochromatická harmonická vlna (komplexní reprezentace):

$$\vec{E} = \vec{E}_0 * \exp \left[j \left(\omega t - \hat{K} * \vec{r} \right) \right], \quad (13)$$

$$\vec{H} = \vec{H}_0 * \exp \left[j \left(\omega t - \hat{K} * \vec{r} \right) \right],$$

kde $\vec{E}_0$ a $\vec{H}_0$ jsou maximální amplitudy elektrické, resp magnetické složky pole, ω je kruhová frekvence a $\hat{K}$ je komplexní vlnový vektor vázaný s optickými parametry vztahem:

$$\hat{K} = \frac{\omega}{c} * \hat{N} * \vec{e} = \frac{2\pi}{\lambda} * \hat{N} * \vec{e}, \text{ přičemž } \hat{N} = 1 \text{ pro } \sigma = 0, \varepsilon_0, \mu_0, \quad (14)$$

kde $\vec{e}$ je jednotkový vektor ve směru šíření a $\hat{N}$ je tzv. komplexní index lomu definovaný vztahem:

$$\hat{N} = n - jk = c * \left(\varepsilon\mu - j * \frac{1}{\omega} * \sigma * \mu \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (15)$$

jak lze zjistit po dosazení vztahů (10), (11), do rovnic (8), (9).

Po zavedení relativní permitivity ε_r a relativní permeability μ_r vztahy

$$\varepsilon = \varepsilon_0 * \varepsilon_r, \quad (16)$$

$$\mu = \mu_0 * \mu_r, \quad (17)$$

kde ε_0 a μ_0 jsou permitivita a permeabilita vakua, a po zavedení známého vztahu:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 * \mu_0}} \quad (18)$$

dostaneme srovnáním reálné a imaginární části:

$$n^2 - k^2 = c^2 * \varepsilon * \mu = \varepsilon_r * \mu_r, \quad (19)$$

$$2 * n * k = \frac{c^2}{\omega} * \sigma * \mu = \frac{\sigma * \mu_r}{\varepsilon_0 * \omega}.$$

Reálná část n je tzv. index lomu; imaginární část k je tzv. index absorpce.

Tím získáme vzájemně jednoznačné přiřazení optických a elektrických parametrů a optika prostředí je převedena na zjišťování materiálových vztahů (4).

Vzhledem k závislosti parametrů ε, μ, σ na frekvenci jeví i optické parametry n, k disperzi:

$$n = n(\omega), \quad (20)$$

$$k = k(\omega). \quad (21)$$

Při optických frekvencích ($\omega \geq 10^{10} \text{ Hz}$) platí pro všechny materiály $\mu_r(\omega) \rightarrow 1$ (4).

Tudíž lze psát:

$$n^2 - k^2 = \varepsilon'_r = \varepsilon_r, \quad (22)$$

$$2 * n * k = \varepsilon''_r = \frac{\sigma}{\varepsilon_0 \omega},$$

kde ε'_r a ε''_r jsou reálná a imaginární složka formálně zavedené komplexní permitivity.

K ní analogicky lze zavést i σ'_r a σ''_r reálnou a imaginární složku komplexní vodivosti.

Často se lze setkat též s tzv. absorpčním koeficientem κ definovaným vztahem:

$$n * \kappa = k \quad (23)$$

a absorpční konstantou A , která udává útlum intenzity elektromagnetické vlny v jednotkové vzdálenosti v materiálu, kdy platí exponenciální zákon

$$I = I_0 * e^{-A*d} , \quad \frac{I}{I_0} = T , \quad (24)$$

kde I_0 je intenzita dopadajícího záření a d tloušťka vrstvy. T je transparence materiálu.

Veličiny n , k , κ jsou bezrozměrné, zatímco absorpční konstanta má rozměr m^{-1} a s ostatními parametry je vázána vztahem:

$$A = \frac{2\omega}{c} * k = \frac{2n\omega}{c} * \kappa . \quad (25)$$

Lze tedy shrnout, že absorpce materiálu je charakterizována parametry ϵ'' , σ' , κ , k , λ , popř. A , zatímco disperze materiálu je charakterizována parametry ϵ' , σ'' , n .

Spektrální průběh uvedených optických konstant poskytuje důležité údaje o mikrostruktuře materiálu, vazebných poměrech mikročástic, tepelných kmitech atomů v pevné látce, vlastnostech molekul v kapalinách a plynech atpod. Spektrální průběhy veličin jsou vysoce charakteristické pro každou látku a srovnání experimentu s teorií lze provádět jen na základě kvantově teoretického přístupu.

Z Maxwellových rovnic vyplývají též relační vztahy vystihující poměry odražených a procházejících amplitud elektromagnetické vlny. Jedná se o tzv. Fresnelovy vzorce, které zde uvedeme bez odvození:

$$\hat{r}_{\perp} = \frac{\hat{E}_{1\perp}}{\hat{E}_{0\perp}} = \frac{\hat{N}_1 * \cos(i_0) - \hat{N}_2 * \cos(i_2)}{\hat{N}_1 * \cos(i_0) + \hat{N}_2 * \cos(i_2)} , \quad (26)$$

$$\hat{t}_{\perp} = \frac{\hat{E}_{2\perp}}{\hat{E}_{0\perp}} = \frac{2 * \hat{N}_1 * \cos(i_0)}{\hat{N}_1 * \cos(i_0) + \hat{N}_2 * \cos(i_2)} , \quad (27)$$

$$\hat{r}_{\parallel} = \frac{\hat{E}_{1\parallel}}{\hat{E}_{0\parallel}} = \frac{\hat{N}_2 * \cos(i_0) - \hat{N}_1 * \cos(i_2)}{\hat{N}_2 * \cos(i_0) + \hat{N}_1 * \cos(i_2)} , \quad (28)$$

$$\hat{t}_{\parallel} = \frac{\hat{E}_{2\parallel}}{\hat{E}_{0\parallel}} = \frac{2 * \hat{N}_1 * \cos(i_0)}{\hat{N}_1 * \cos(i_2) + \hat{N}_2 * \cos(i_0)} , \quad (29)$$

kde $\hat{r}$ je koeficient odrazu, $\hat{t}$ je koeficient propustnosti, $\hat{E}_0, \hat{E}_1, \hat{E}_2$ jsou amplitudy (postupně) dopadající odražené a procházející vlny, i_0 je úhel dopadu (rovná se úhlu odrazu i_1) a i_2 je úhel lomu. Symboly $\perp, \parallel$ označují případy, kdy vektor elektrické intenzity leží v rovině dopadu nebo v rovině k ní kolmé.

Pro komplexní indexy lomu prvního $\hat{N}_1$ a druhého $\hat{N}_2$ prostředí platí zobecněný Snellův zákon:

$$\hat{N}_1 * \sin(i_0) = \hat{N}_2 * \sin(i_2) \quad (30)$$

V běžných případech je první prostředí vždy neabsorbující (charakterizované reálnými parametry). Pak pro kolmý dopad ($i_0 = i_2 = 0$) dostáváme pro intenzitu světla často užívaný vztah

$$R = \rho_{\perp}^2 = \rho_{\parallel}^2 = \frac{(n-1)^2 + k^2}{(n+1)^2 + k^2} \quad (31)$$

označovaný někdy jako Beerova rovnice.

Při optických frekvencích obvykle nestačí mikročástice sledovat změny pole elektromagnetické vlny a hodnota elektrické indukce $\vec{D}$ nezáleží tudíž jen na okamžitém stavu pole $\vec{E}$, nýbrž na celé minulosti působení světelné vlny. Takto dostáváme zobecněný vztah mezi elektrickou indukcí $\vec{D}$ a intenzitou el. pole $\vec{E}$, v němž je obsaženo veškeré optické chování látky:

$$\vec{D} = \left\{ \epsilon_0 + \int_0^{\infty} f(\tau) * e^{j\omega\tau} * d\tau \right\} * \vec{E} = \{e'(\omega) + j * e''(\omega)\} * \vec{E} . \quad (32)$$

Funkce $f(\tau)$ je charakteristická pro každý materiál (tzv. response function) a je v ní zahrnuto veškeré optické chování látky.

Z disperzních relací je patrné, že optické konstanty jsou navzájem lokálně (pro danou frekvenci) nezávislé, avšak integrálně vykazují jednoznačnou závislost a známe – li tudíž jeden z optických parametrů pro všechny frekvence (v určitém aproximativním přiblížení pak alespoň pro dostatečně široký obor frekvencí), potom lze obecně (na základě principu vyjádřeného v rovnici (32) zjistit spektrální průběh libovolného parametru z ostatních optických parametrů. To je obsahem tzv. disperzních Kramersových – Kronigových vztahů zcela obecného charakteru.

V biologických aplikacích je zvláště významné zabývat se interakcí světla s prostředím, které se skládá z drobných částic, jejichž velikost je srovnatelná s vlnovou délkou světla (např. koloidní roztoky, suspenze, nehomogenity, kapalně látky, gely, plyny nebo též fluktuace hustoty a koncentrace v mřížce a jiných pravidelných strukturách). Dochází zde k charakteristickému rozptylu, takže světlo je možno pozorovat i v jiné směru, než-li ve směru jeho šíření. Ve směru šíření světla ubývá jeho intenzity rychleji, než-li v případě prosté absorpce (viz rovnice 5 až 8, 24) a je možno zavést další optický parametr, který je někdy označován jako koeficient extinkce A' , pro nějž platí:

$$I = I_0 * e^{-(A+A') * d} . \quad (33)$$

Koeficient extinkce A' je funkcí velikosti částic, jejich hustoty, jejich optických parametrů, vlnové délky světelného záření a celé řady dalších argumentů.

Jsou-li částice opticky neabsorbující, pak rozptyl závisí hlavně na vlnové délce záření. Je-li velikost části menší než vlnová délka, projevuje se tzv. Rayleighův rozptyl, při němž intenzita rozptýleného světla roste se čtvrtou mocninou energie světelného kvanta:

$$I \sim (h\nu)^4 \sim \frac{1}{\lambda^4} . \quad (34)$$

Při rozměrech částic větších než vlnová délka platí, že intenzita rozptýleného světla roste se druhou mocninou energie světelného kvanta:

$$I \sim (h\nu)^2 \sim \frac{1}{\lambda^2} . \quad (35)$$

Z uvedených vztahů je patrné, že rozptyl světla je závislý především na velikosti rozptylujících částic v relaci k vlnové délce rozptylovaného záření, což souvisí s problematikou kvazielastického rozptylu optického záření. Této skutečnosti se též využívá pro analýzu látek, zvláště v oblastech jejich kritických stavů, kdy dochází k ostrým lokálním změnám hustoty (5).

V současné době jsou běžně využívána laboratorní zařízení, která na výše uvedených principech analyzují velikost submikronových částí (obvykle v rozsahu 1 – 5 000 nm) a jejich tvar, zjišťují rotační a translační difúzní koeficienty v rozsahu 10^{-9} až 10^{-6} cm². s⁻¹, umožňují interfaciální studie a (ve spojení s rotací kyvety se vzorkem) a dovolují určování molekulových vah polymerů, včetně biopolymerů.

Poměry při rozptylu světla se podstatně komplikují, jestliže částice zároveň absorbují světlo. V difúzně rozptýleném světle se pak budou projevovat jak dispersní, tak i absorpční charakteristiky materiálu. S tímto faktem se mimo jiné lze setkat právě u biologických materiálů, zvláště pigmentů.

Pokud by určitá látka nejevila absorpci světla, avšak sama odrážela dopadající záření ideálně difúzně, což se velmi podstatně liší od situace dříve popsané Fresnelovými vzorci (26)

až (29), mohli bychom tuto difúzní odrazivost neabsorbující látky kvantitativně popsat fenomenologicky zjištěným Lambertovým kosinovým zákonem:

$$I_D = \frac{I_0}{\pi} * \cos(i_0) * \cos(i_1) , \quad (36)$$

kde I_D je intenzita difúzně odraženého světla pod úhlem i_1 ; i_0 je úhel dopadu a I_0 je intenzita dopadajícího světla v rovině kolmé ke směru šíření. Dokonale matné (difúzní) povrchy dávají v grafickém znázornění difúzně odražené intenzity kulovou symetrii.

U reálných materiálů je však výsledný průběh intenzity rozptýleného světla dán superpozicí mnohonásobných odrazů na nepravidelném povrchu i uvnitř rozptylujících částic (včetně úplného odrazu); dále se uplatní překrývání interferenčních, ohybových a polarizačních jevů a především se projeví ta skutečnost, že určitá látka též spektrálně – selektivně absorbuje záření a absorbovaná energie se již nemůže účastnit dalších reflexí a tudíž chybí v difúzně odraženém remitovaném světle. V principu tedy spektra difúzní reflexe odpovídají absorpčním spektrům.

Při analýze však vystupuje do popředí souvislost velikosti rozptylujících částic (α) a hodnoty absorpční konstanty (A), především ve vztahu (24). Aby se projevovaly absorpční charakteristiky v difúzi, musí být:

$$A * d \gg 1 , \quad (37)$$

kde d je tloušťka vrstvy. Dále je absorpce vázána s Fresnelovou odrazivostí vztahem (31), což kvalitativně znamená, že s rostoucí absorpcí roste i odrazivost. Z teoretických úvah (6) plyne, že pro nepříliš vysoké hodnoty absorpce a dostatečně silné tloušťky rozptylující vrstvy je mezi optickými konstantami výstižným následující vztah

$$f(R_D) = \frac{(1-R_D)^2}{2R_D} = \frac{A}{A'} , \quad (38)$$

kde R_D je koeficient difúzní odrazivosti vzhledem odrazivosti dokonale matného standardního povrchu. Konstanty A, A' jsou parametry ze vztahu (33). Funkce $f(R_D)$ se označuje jako Kubelkova – Munkova funkce. Po úpravě vztahů (24) a (37) logaritmováním lze obdržet:

$$\log A = \log f(R_D) + \log A' , \quad (39)$$

$$\log A = -\log(\ln T) + \log d , \quad (40)$$

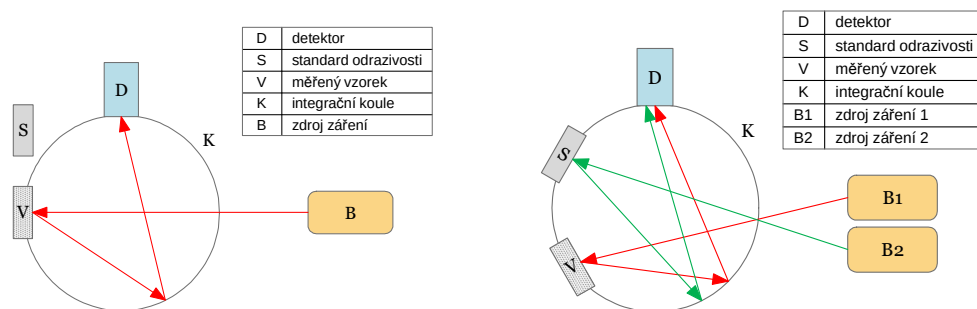
kde $T = \frac{I}{I_0}$ je koeficient propustnosti. Veličina koeficient extinkce A' je funkcí vlnové délky λ podle vztahů (34), (35), z jehož vyplývá výrazná závislost difúzní reflexe na rozměrech částic.

Difúzní odrazivost lze exaktně zjišťovat experimentálně, a to za použití tzv. integrační koule, a to buď v jednopaprskovém nebo dvoupaprskovém uspořádání. Vnitřní povrch integrační koule je pokryt vrstvou, jejíž vlastnosti se blíží dokonalému difúznímu odražeči (reflekoru) – většinou se jedná o vrstvy oxidu hořečnatého nebo síranu barnatého, nanášené na základní nástřík bílého latexu na vnitřním povrchu kovového pláště koule (obvykle z hliníku nebo jeho slitin). Ve viditelném, blízkém ultrafialovém a blízkém infračerveném oboru lze tímto způsobem zajistit konstantní a vysokou hodnotu koeficientu difúzní odrazivosti $R_D = 0.98$ a 0.99 . Koule má tři malé otvory:

1. pro dopadající svazek vstupního optického záření.
2. pro měřený vzorek, kterým může být při bio-medicínských měřeních in vivo též vlastní tkáň.
3. pro detektor.

V jednopaprskovém uspořádání se světlo z monochromátoru po průchodu vnitřkem koule difúzí odráží na vzorku, načež je po mnohonásobných odrazech na vnitřním povrchu integrační koule měřena velikost intenzity I_D difúzně rozptýleného světla po jeho dopadu na

citlivou plochu detektoru (viz obrázek 51). V témže uspořádání se změří intenzita světla I_{OD} difúzně odraženého od dokonale matné standardní plošky S (obvykle MgO nebo BaSO₄ vrstva vložena na otvor pro měřený vzorek). Poměr $I_D / I_{OD} = R_D$ udává přímo koeficient difúzní odrazivosti.



Obrázek 51: Jednopaprskové a dvoupaprskové uspořádání integrační koule

Princip dvoupaprskového uspořádání (viz též obr. 51) spočívá v zavedení dvou „paprsků“ (čili dvou prostorově usměrněných zářivých toků), které vstupují, dvěma samostatnými vstupními otvory (nebo jedním otvorem pod různými úhly), a z nichž jeden (měřicí) dopadá primárně na vzorek (umístěný na příslušném otvoru) a druhý (referenční) dopadá primárně na plošku srovnávacího standardu. V dvoupaprskovém uspořádání (viz obr. 51) tedy může mít integrační koule kromě otvorů pro vzorek, detektor a vstup záření, ještě další otvor pro trvale umístěný srovnávací standard (kterým však může být i určitá část vnitřního, dokonale difúzního povrchu integrační koule, kam dopadá referenční paprsek).

Nejčastější řešení pro vyhodnocení měření s pomocí integrační koule v dvoupaprskovém uspořádání spočívá v časově střídavém ozařování vzorku a srovnávacího standardu a následné synchronní detekci výstupního signálu fotodetektoru (22). Toto uspořádání, někdy doplněné ještě o kónický měřicí nástavec, umístěvaný mezi měřicí otvor a kůži, je často používáno při reflexní spektrofotometrii tkání in vivo (68). Použití integračních koulí nabývá nové kvality významu zvl. v souvislosti s využitím vláknových optických vlnovodů.

Závěrem této pasáže se vraťme ještě k otázce šíření rovinné monochromatické světelné vlny, popsané dříve uvedenými rovnicemi (57, 78). Zabývat se budeme pouze intenzitou elektrického pole $\vec{E}$, neboť magnetické pole, charakterizované magnetickou indukcí $\vec{B}$, je jednoznačně určeno podmínkou, která pro vakuum dává:

$$\vec{B}(z,t) = \frac{1}{c} \cdot \vec{z} \times \vec{E} , \quad (41)$$

kde c je rychlost světla. Elektromagnetická vlna je příčná, neboť směr obou polí, elektrického i magnetického, je kolmý na směr šíření, tj. příčný. Při popisu pomocí komplexních čísel lze rovnici (11) pro záření šířící se ve směru osy z vyjádřit též v podobě

$$\vec{E}(z,t) = \left\{ E_{0x} * e^{j\varphi_x} * \vec{x} + E_{0y} * e^{j\varphi_y} * \vec{y} \right\} * e^{j(\omega t - \vec{K} * \vec{z})} , \quad (42)$$

popřípadě lze kmity vektoru $\vec{E}$ formálně popsat vztahem:

$$\vec{E}(z,t) = E_{0x} * \cos(\omega t - \vec{K} * \vec{z} + \varphi_x) * \vec{x} + E_{0y} * \cos(\omega t - \vec{K} * \vec{z} + \varphi_y) * \vec{y} , \quad (43)$$

kde E_{0x}, E_{0y} jsou amplitudy harmonických kmitů elektrického pole ve směru osy x , resp. y , ω je frekvence a $\vec{K}$ je vlnový vektor dle rovnice (14), vyjádřen vztahem:

$$\vec{K} = \frac{2\pi}{\lambda} * \vec{z} , \quad (44)$$

φ_x, φ_y jsou fázové posuny příslušných kmitů a $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$ jsou jednotkové vektory ve směru os pravouhlého souřadového systému.

Rovnice (42), (43) zjevně vyjadřují skládání dvou kolmých kmitů stejné frekvence. Výsledným pohybem vektoru $\vec{E}$ v rovině xy je pohyb po elipse, jejímiž speciálními případy mohou být úsečka a kružnice. Jedná se tudíž obecně o eliptickou, popřípadě speciálně lineární nebo cirkulární polarizaci. Zavedeme-li komplexní amplitudy:

$$\begin{aligned} \tilde{E}_{0x} &= E_{0x} * e^{j\varphi_x} \\ \tilde{E}_{0y} &= E_{0y} * e^{j\varphi_y} \end{aligned} \quad (45)$$

můžeme pak rovinnou elektromagnetickou vlnu charakterizovat (v místě $z = 0$ a v čase $t = 0$)

tzv. Jonesovým vektorem:

$$\vec{E} = \begin{pmatrix} \tilde{E}_{0x} \\ \tilde{E}_{0y} \end{pmatrix}, \quad (46)$$

resp. v obecném místě a čase vektorem (2,4):

$$\vec{E} = \begin{pmatrix} \tilde{E}_{0x} * e^{j(\omega t - \vec{K} * \vec{z})} \\ \tilde{E}_{0y} * e^{j(\omega t - \vec{K} * \vec{z})} \end{pmatrix}. \quad (47)$$

Velikost tohoto dvourozměrného komplexního vektoru, daná vztahem:

$$\overline{E^2} = |\tilde{E}_{0x}|^2 + |\tilde{E}_{0y}|^2 = \tilde{E}_{0x}^* * \tilde{E}_{0x} + \tilde{E}_{0y}^* * \tilde{E}_{0y}, \quad (48)$$

je úměrná intenzitě vlny a směr tohoto vektoru charakterizuje polarizaci.

Při popisu polarizace vystačíme s jednotkovým vektorem (získaným dělením výrazu $\sqrt{E^2}$).

Např. v případě lineární polarizace ve směru osy x má příslušný Jonesův vektor tvar $\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix}$,

ve směru osy y tvar $\begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$, v obecném směru, kdy směr kmitů svírá s osou x úhel Θ , má

Jonesův vektor tvar $\begin{pmatrix} \cos \Theta \\ \sin \Theta \end{pmatrix}$. Pravotočivá cirkulární polarizace má Jonesův vektor $\begin{pmatrix} 1 \\ j \end{pmatrix}$,

levotočivá $\begin{pmatrix} 1 \\ -j \end{pmatrix}$.

Průchod záření lineárním prostředím pak popisují tzv. Jonesovy matice:

$$\vec{J}_2 = M * \vec{J}_1, \quad (49)$$

kde $\vec{J}_1$ je Jonesův vektor před a $\vec{J}_2$ Jonesův vektor po průchodu záření prostředím z hlediska změn polarizace. Tento způsob popisu se často uplatňuje při použití optických destiček $\lambda/4$ a $\lambda/2$, používaných v roli měničů definovaného stavu polarizace. Vhodnými kombinacemi polarizátorů a $\lambda/4$ a $\lambda/2$ optických destiček lze experimentálně (konstrukčně) získat libovolnou polarizaci záření.

Popis stavu obecné eliptické polarizace lze vyjádřit též parametry polarizační elipsy. Na základě rovnic (45 až 47) lze psát:

$$S_0 = E_{0x}^2 + E_{0y}^2 = a_x^2 + a_y^2, \quad (50)$$

$$S_1 = E_{0x}^2 - E_{0y}^2 = a_x^2 - a_y^2, \quad (51)$$

$$S_2 = 2 * E_{0x} * E_{0y} * \cos(\varphi_y - \varphi_x) = 2 * a_x * a_y * \cos \delta, \quad (52)$$

$$S_3 = 2 * E_{0x} * E_{0y} * \sin(\varphi_y - \varphi_x) = 2 * a_x * a_y * \sin \delta. \quad (53)$$

Parametry S_0, S_1, S_2, S_3 se nazývají Stokesovy parametry, slouží především k popisu stavu polarizace při průchodu hmotným prostředím, a existuje mezi nimi zjevná závislost:

$$S_0^2 = S_1^2 + S_2^2 + S_3^2, \quad (54)$$

kde S_0^2 je veličina úměrná intenzitě světla.

Podíl

$$\frac{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}{S_0^2} = q^2 \quad (55)$$

je kvadrátem tzv. stupně polarizace q , $0 \leq q \leq 1$.

Stokesovy parametry lze též definovat v oboru komplexních čísel vztahy:

$$S_0^2 = E_{0x}^2 + E_{0y}^2 = \left\{ \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right) * \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right)^* + \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right) * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right)^* \right\}, \quad (56)$$

$$S_1^2 = E_{0x}^2 - E_{0y}^2 = \left\{ \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right) * \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right)^* - \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right) * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right)^* \right\}, \quad (57)$$

$$S_2^2 = 2 * E_{0x} * E_{0y} * \cos(\varphi_x - \varphi_y) = \left\{ \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right) * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right)^* + \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right)^* * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right) \right\}, \quad (58)$$

$$S_3^2 = 2 * E_{0x} * E_{0y} * j * \sin(\varphi_x - \varphi_y) = j * \left\{ \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right) * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right)^* - \left(E_{0x} * e^{j\varphi_x} \right)^* * \left(E_{0y} * e^{j\varphi_y} \right) \right\}. \quad (59)$$

Pro praktické úkoly je velmi výhodné znázornění na tzv. Poincaréově kouli, kde S_0 je poloměr koule a S_1, S_2, S_3 tvoří kartézský systém. Každému stavu polarizace odpovídá určitý bod na Poincaréově kouli. Průchod světla libovolně složitým optickým systémem (polarizátory, $\lambda/4$, $\lambda/2$ destičky, absorbující a odrážející prostředí isotropní i anisotropní atd.) lze pak vyjádřit odpovídajícím posunutím na Poincaréově kouli. Výhodný je pak též přechod k maticovému vyjádření polarizace světla (např. pomocí Müllerových matic).

Oběma způsoby lze též s výhodou modelovat, resp. popisovat interakce polarizovaného světla s látkou. Lze tušit, že tento přístup není dosud v oboru laserové biostimulace doceněn a to tím spíše, že mnohé práce doporučují využít polarizovaného záření (22), minimálně pro to, aby s jeho pomocí bylo prováděno vyloučení spekulárního (zrcadlového) odrazu světla z optického signálu užitím rozdílu v polarizačních vlastnostech difúzního a spekulárně odraženého záření, nehledě na hypotetické biologické účinky polarizovaného záření, které však nelze považovat za vědecky prokázané (viz dále).

V předchozích statích byly soustředěny základní poznatky o optickém záření, charakteristikách světelné vlny a šíření světla hmotným prostředím – poznatky významné z hlediska možností využití při popisu a pochopení interakce laserem generovaného záření (fotonů) optického oboru s látkami léčených tkání. S trochou nadsázky lze říci, že se nám podařilo zformulovat problém šíření laserového záření tělem pacienta (obecně jakoukoliv látkou) a zdůraznit spektrální aspekty interakce tohoto záření s hmotou těla na molekulární úrovni. Biologický a medicínský rozměr tohoto problému je jistě mimo veškerou diskusi.

7.7 Radiometrické aspekty působení laserového záření na živé tkáně s didaktickou vazbou na Arndt-Schulzův zákon jako podmínka pro správné provádění experimentů

V souvislosti s biologickými účinky laserového záření se však musíme zabývat ještě důležitými vztahy mezi fyzikálními veličinami, jejichž hodnoty tento účinek determinují. Dosud jsme v souvislosti s intuitivním pojetím síly podnětu, s jakou laserové záření na léčené tkáně působí, hovořili zejména o výkonu. Výkon je skalární fyzikální veličina, vyjadřující množství práce vykonané za jednotku času. V souvislosti se zářením laseru je však vhodnější hovořit o radiometrické veličině „zářivém toku“, respektive „zářivém výkonu“, která je dána energií, kterou zdroj záření vyzáří za 1 sekundu. Zářivý výkon, resp. zářivý tok vyjadřujeme ve Watech (W). Zářivý tok představuje výkon vyzářený ze zdroje do celého jeho okolí, tedy do všech směrů. Pokud nás zajímá zářivý tok vyzářený jen do určitého prostorového úhlu, použijeme veličiny „zářivost“. Ta vyjadřuje zářivý tok vyzářený do prostorového úhlu 1 steradián (sr). Jeden steradián je prostorový úhel, který odpovídá kuželu, jenž vytvoří na povrchu koule o poloměru 1 metr plochu 1m^2 , přičemž vrchol kužele leží ve středu koule. Vyjádřeno v řezu středem této pomyslné koule představuje 1 steradian rovinný úhel přibližně 66° . Povrch celé koule má 12,6 sr (přesně 4π). Lasery vyzařují do malých prostorných úhlů. Polovodičový laser o výkonu 10 mW s rozptylem svazku odpovídajícím cca 10° by vyzařoval do prostorového úhlu zhruba 0,1 sr. Pak by zářivost takového zdroje byla $10\text{mW}/0,1\text{sr} = 100\text{mW/sr}$. Pokud nás však nebude tolik zajímat zářivost ($\text{W}\cdot\text{sr}^{-1}$), ale spíše to, jaký výkon vychází z určité plochy („intenzita vyzařování“) nebo na určitou plochu dopadá („ozáření“), budeme daný zářivý tok (zářivý výkon), dopadající na tuto plochu, dělit velikostí této plochy. Jednotkou intensity vyzařování i jednotkou ozáření je tedy W/m^2 . Častěji, než o intenzitě vyzařování nebo o ozáření však hovoříme o hustotě zářivého toku, respektive o hustotě zářivého výkonu, méně přesně, ale výstižně o plošné „výkonové hustotě“.

Všechny dosud uvedené veličiny jsou tzv. radiometrické, týkají se elektromagnetického záření bez ohledu na to, zda jeho vlnové délky lidským zrakem vnímáme, či nikoliv. Zahrnují tedy i oblast UV a oblast IR. Z pohledu biostimulačních účinků laserového záření je to tak dobře, neboť ani zde se nelze omezovat jen viditelným spektrem. Pokud bychom se však na viditelné světlo přece jen omezili, pak bychom už nemohli hovořit o zářivém výkonu, nebo-li zářivém toku (vyjádřeném ve Watech), ale museli bychom hovořit o „světelném toku“ a jeho

jednotkou by byl lumen (lm). Tento světelný tok vztažený na jednotku plochy by vyjadřoval vizuální „osvětlení“ a jeho jednotkou by byl lux (lm/m^2). Světelný tok vyzářený do prostorového úhlu by se označil jako „svítivost“ (světelná intenzita) a jeho jednotkou by byla kandela (svíčka, cd). Kandela je základní fyzikální jednotkou, její definice byla několikrát upravována, ale v zásadě si její velikost můžeme představit skutečně svitem jedné klasické svíčky. Existuje pro ni možnost přepočtu na radiometrickou veličinu, daná zahrnutím monochromatického světelného zdroje do její definice (555 nm – nejlepší vnímání barvy okem); 1 cd odpovídá $1/683 \text{ W/sr}$, což je přibližně $1,5 \text{ mW/sr}$. Z této ekvivalence je patrné, že laseru o světelném výkonu 100 mW na zelené vlnové délce (555 nm) a s vyzařovacím úhlem cca 10° , tedy přibližně o zářivosti 100 mW/sr , by odpovídala svítivost 68 cd.

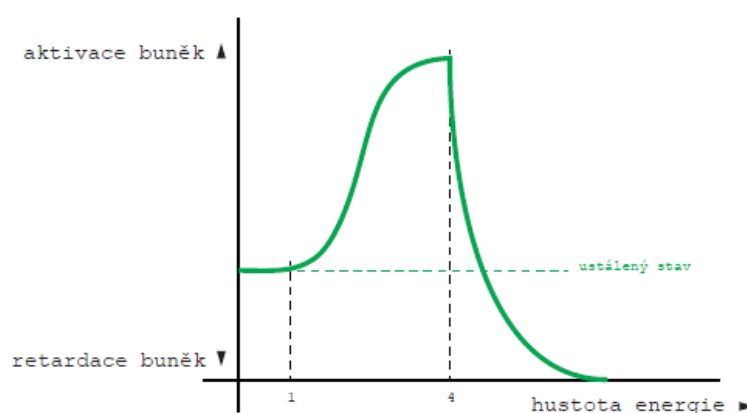
Důvodem, proč znát tyto vztahy, je především to, že u laserů ve viditelné oblasti spektra nám výrobci s oblibou uvádějí údaje v různých fotometrických veličinách a v různých jednotkách. Dopátrat se rozumného posouzení a srovnání předložených dat tak není mnohdy jednoduché.

Celá situace se může ještě dále komplikovat zavedením monochromatických veličin, tedy veličin vztažených obvykle na 1 nm vlnové délky. Místo vlnové délky je někdy zvykem uvádět odpovídající frekvenci. Obě veličiny však mezi sebou lze snadno přepočítat dle vztahu $c = \lambda \cdot f$, kde c je rychlost světla.

Abychom dosáhli předpokládaného požadovaného biostimulačního efektu, musíme laserovým zářením působit na léčené tkáň po určitou dobu – působíme tedy zářivým výkonem (respektive zářivým tokem) po jistý čas a dosáhneme tak předání jisté energie, neboť součinem výkonu a času je energie, čili schopnost konat práci, uváděná v joulech ($\text{J} = \text{W.s}$). Avšak jednou ze základních předností laserového záření je vysoká hustota zářivého toku, tedy „nahromadění“ zářivého výkonu na malé ploše kolmé k průchodu paprsků záření (nebo jejich normálových, kosinových složek). Proto jsou terapeutické dávky někdy vyjadřovány nejen v joulech (J), ale v joulech na metr čtvereční (J/m^2); přirozeněji však jistě působí jednotka J/cm^2 nebo J/mm^2 . Totéž je, pokud bychom uvedli jednotky $\text{W.s}/\text{m}^2$ (popřípadě $\text{W.s}/\text{cm}^2$ nebo $\text{W.s}/\text{mm}^2$).

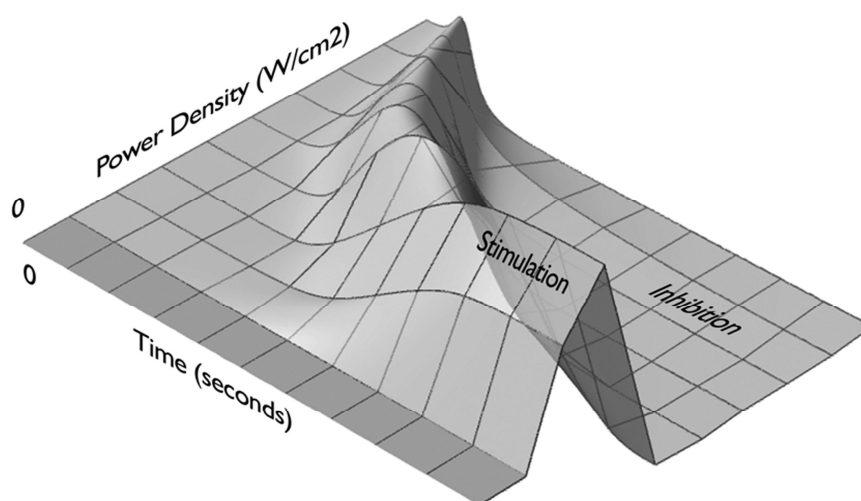
Dávka zůstává konstantní tím, že úměrně snížení výkonu prodloužíme čas a naopak. Zůstává však otázkou, zda biologický účinek nízkého zářivého výkonu, i když aplikovaného

po dlouhou dobu, bude mít požadovanou biologickou odezvu a naopak, zda krátkou dobou aplikace lze vyvážit vysokým zářivým výkonem. Na tuto otázku dává určitou odpověď biologický Arndt-Schulzův zákon, hovořící o tom, že potenciálně biologicky aktivní podnět se ve velmi malé síle svého působení obvykle vůbec neprojeví, ovšem se stoupající silou podnětu nastává biologická aktivace – podnět stimuluje. S dále narůstající intenzitou podnětu úroveň aktivace rovněž stoupá, avšak po dosažení vyšších intenzit podnětu se již příznivý účinek rychle nasycuje, saturuje, a s dalším růstem intenzity, síly podnětu, se aktivační efekt poměrně prudce mění v efekt retardační, inhibiční. Ještě další růst síly podnětu působí již jasně škodlivě a subjekt působení je rychle poškozován, viz obr. 52 (dvojměrné vyjádření) a 53 (tříměrné vyjádření se zahrnutím role času).



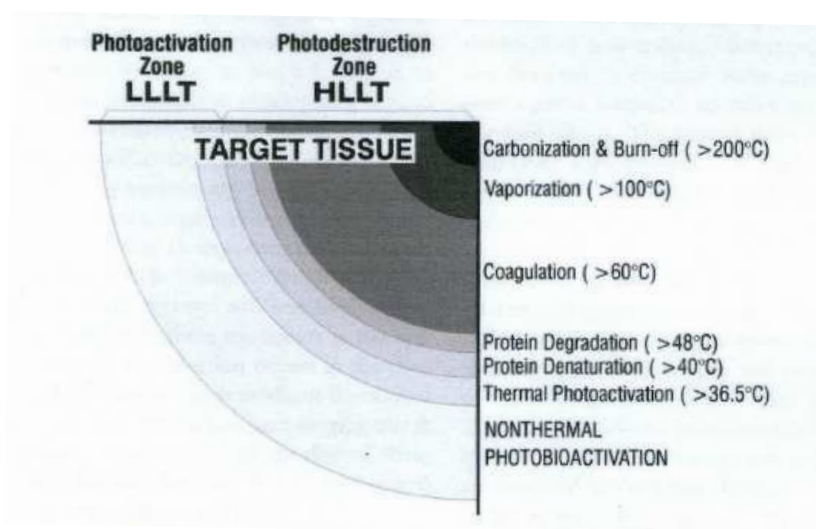
Obrázek 52: Dvojměrné vyjádření Arndtova – Schulzova zákona.

Při laserové stimulaci záleží zřejmě jak na zářivém výkonu (intenzitě), tak i na době působení, která udává celkovou předanou energii, dávku. Arndt-Schulzův zákon tedy můžeme vyjádřit jako dvourozměrnou funkci, tedy třídimenzionálně (obr. 53).



Obr. 53: Třírozměrné vyjádření Arndtova – Schulzova zákona se zahrnutím role času.

S tímto poznatkem souvisí i ta skutečnost, že laserové záření dopadající na jedno místo svým průnikem do tkání, svými rozptyly, odrazy, lomy, a svoji postupnou spektrálně závislou absorpcí aktivuje určitý objem ozařovaných tkání. Tento objem má přibližně tvar koule, spíše však geometricky připomíná jablko, jehož stopka je místem vstupu laserového záření. Průměr aktivované oblasti je závislý především na výkonové hustotě, rovněž pak vlnové délce a přirozeně se zvětšuje s dobou aplikace. Vztahy pro výpočet tohoto průměru aktivované kulové oblasti však nejsou zdaleka triviální a zabývá se jimi především japonský badatel Toshio Ohshiro (1939), literatura (83).



Obrázek 54: Schematické vyjádření „Ohshirova jablka“ (zakreslen výsek jednoho kvadrantu).

Pokud je biostimulace laserem nedostatečná, je průměr Ohshirova jablka malý a málo se zvětšuje, případně „jablko“ absentuje vůbec. Ve většině případů laserové biostimulace je požadováno, aby průměr Ohshirova jablka byl co největší, ale aby „jablko“ zahrnovalo jen zónu non-termální fotoaktivace, případně – do jisté míry a jen v některých případech –

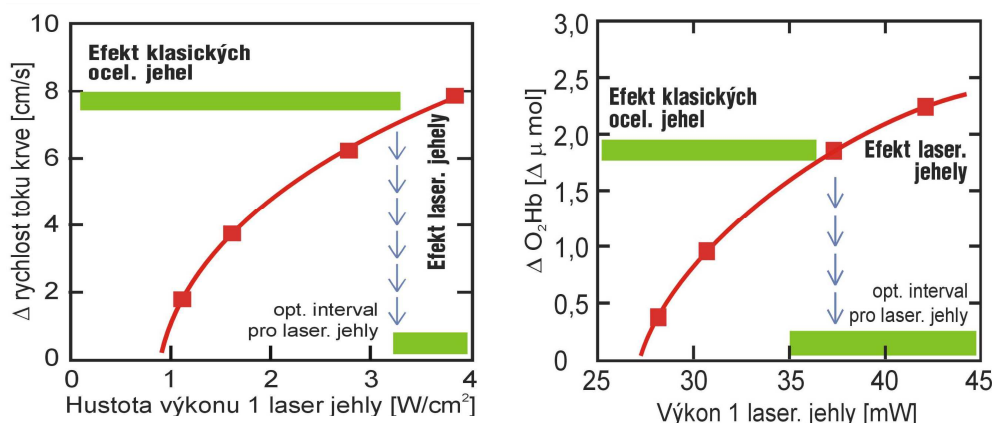
i fyziologické termální fotoaktivace, nikoliv však zóny proteinové denaturace, proteinové degradace, koagulace, či snad dokonce vaporizace a karbonizace (obr. 54, tabulka 11). Pokud by totiž nadměrný zářivý výkon, jeho plošná hustota a doba působení při právě určité vlnové délce (spojené s dobrou absorpcí záření v právě určitých látkách v organismu, např. ve vodě) přerostly meze netermálních biostimulačních efektů, následuje postupně (tabulka 11):

Děj	Teplota (°C)
Termální fotoaktivace	> 36.5
Denaturace proteinů	> 40
Degradace proteinů	> 48
Koagulace	> 60
Vaporizace	> 100
Karbonizace, totální spálení	> 200

Tabulka 11:

Děje a jejich odpovídající teploty při absorpci zářivé energie s postupně vzrůstající hodnotou.

Při aplikaci biostimulačních laserů v oblasti reflexní terapie, případně akupunktury, aplikujeme však laserové záření přesně v místech, kde lze tímto zářením aktivovat jisté malé, prostorově významně limitované, okrsky. Jimi mohou být např. senzitivní úseky zcela určitých aferentních nervových drah, jejichž prostřednictvím lze působit na jistá centra CNS a na základě jejich reakce pak docílovat žádaných změn v cílových orgánech těla (např. cerebrálního prokrvení). Pak může být průměr Ohshirova jablka i dosti malý, ale přesto musí podnět dosáhnout jistých mezí. Těmito otázkami se v souvislosti s reflexním dosahováním zvýšeného prokrvení určitých částí těla zabývají např. Gerhard Litscher (Lékařská univerzita Štýrský Hradec, Graz, Rakousko) a Detlef Schikora (Univerzita Paderborn, Německo), kteří pro tento účel odvodili nezbytný zářivý výkon a jeho hustotu (65). Postupovali přitom tak, že transkraniální dopplerovskou sonografií měřili střední rychlost toku krve v mozkových cévách arteria ophthalmica a arteria cerebri media. Současně stimulovali specifické periferní okrsky kůže těla, známé svým vztahem k cerebrálnímu prokrvení. Zjišťovali tak, při jaké hustotě zářivého výkonu laseru se smíšeným červeným a infračerveným světlem dosáhnou signifikantního zvýšení rychlosti toku krve ve sledovaných artériích, přičemž toto dosahované zvýšení rychlosti porovnávali s efektem vpichu klasické ocelové akupunkturální jehly. Pro určení nezbytného zářivého výkonu využili neinvazivního měření koncentrace oxyhemoglobinu v mozku pomocí remisní spektrofotometrie v blízké infračervené oblasti, přičemž stimulaci s cílem zvýšení koncentrace oxyhemoglobinu zajišťovali opět jak jehlovým, tak i laserovým drážděním empiricky známých okrsků kůže těla. Hodnoty zářivého výkonu a jeho hustoty, které vyvolaly účinky srovnatelné s použitím stimulačních jehel, činily zhruba 35 mW a 3,5 W/cm². Zvyšováním těchto biostimulačních parametrů laserového záření bylo ovšem možno zvyšovat dále i intenzitu odezvy (obr. 55).



Obrázek 55:

Experimentální stanovení závislosti rychlosti toku krve ve sledovaných mozkových artériích na hustotě zářivého výkonu laseru a stanovení závislosti koncentrace oxyhemoglobinu na výkonu stimulujícího laserového záření (dle Litschera a Schikory, 65).

V Ohshirově přístupu i v experimentech Litschera a Schikory však nebyla předpokládána závislost na periodických časových změnách zářivého toku biostimulačních laserů a jejich frekvencích, čili šlo v zásadě o aplikaci kontinuálního zářivého toku. Biostimulační lasery však mohou svoje primárně kontinuální záření modulovat amplitudově: buď nejjednodušším způsobem zapnuto-vypnuto (on-off), což vytváří pulsní, téměř ideálně pravoúhlou čili kvazirektangulární modulaci, nebo složitějšími způsoby (např. sinusová amplitudová modulace, pilová amplitudová modulace). Principiálně je možné zavést i modulaci frekvenční s pulzy konstantní šíře a časově proměnné frekvence, jakož i pulsní šířkovou modulaci (PWM). Modulace by měla umocňovat a požadovaným způsobem cílit biostimulační efekt laserového záření. Často bývá citována v souvislosti s požadavky dosažení selektivních změn permability buněčných membrán, s požadavky přenosu kalcia přes membrány, s požadavky mezibuněčné komunikace, s vlastními frekvencemi jednotlivých nervových drah, se selektivním navozením tonizačních nebo naopak tlumivých efektů, s uplatněním v souladu s požadavky akupunktury, s požadavky zamezení nežádoucímu návyku apod. Na druhé straně znamená jakákoliv amplitudová modulace snížení časové střední hodnoty zářivého výkonu a tím i časové střední hodnoty předané zářivé energie (dávky) v čase. Zvláště výrazně tato souvislost vystupuje u laserů, které z technického principu konstrukce pracují výlučně s úzkými impulsy (záblesky), jejichž proud je teprve dále modulován amplitudovou obálkou, nejčastěji tvaru obdélníku. Za těchto předpokladů je pravděpodobné výrazné snížení průměru Ohshirova jablka (obr. 54), případně nedosažení potřebné prahové intenzity stimulace (obr. 52, 53).

V souvislosti s Ohshirovým jablkem se může zdát, že převažující část biologických efektů laserového záření viditelné a infračervené oblasti má za společného jmenovatele účinky termické, zatímco na netermální fotobioaktivaci připadá opravdu jen malá a sporná část účinků. Skutečně, v oboru biostimulačních laserů se pohybujeme v intervalu vlnových délek, kterým pouze na straně UV spektra ještě přísluší dostatečná energie kvant – fotonů, při nichž je dosahováno ionizace. Ionizace, tedy proces odtržení elektronu od atomu, vyžaduje dodání jistého minimálního kvanta energie $h\nu$, které je zcela charakteristické pro každý prvek. Nejsnáze ionizovatelným je atom cesia, který k ionizaci vyžaduje $6,24 \cdot 10^{-19}$ J. Vyjádřeno v obvyklejších elektronvoltech (eV) je to 3,9 eV ($1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19}$ J). Tuto energii mají nanejvýše fotony UV záření o vlnové délce 319 nm. Jakékoliv elektromagnetické záření o delší vlnové délce již není schopno ionizovat atom cesia, natož pak atom jakéhokoliv jiného prvku, a to bez ohledu na intenzitu záření, čili zářivý tok či jeho hustotu.

Vyšší zářivý výkon a jeho hustota již jen mohou zvyšovat počet vyzářených fotonů, respektive jejich koncentraci v průřezu toku světla, ale nemohou nikterak zvýšit potřebnou energii jednotlivých fotonů. Jen každý jediný foton o potřebném kvantu energie může dodat valenčnímu elektronu v orbitu atomu takovou energii, která tento elektron od atomu odtrhne. Je to jako kdybychom určitý cílový objekt „odstřelovali“ velkým počtem lehoučkových kuliček z dětských kuličkových pistolek, nebo jako kdybychom na něj vypálili sice třeba jen jedinou, ale zato vysokoenergetickou střelu ze skutečné pušky.

Nesmíme však zároveň opomenout, že v oblasti viditelného a blízkého infračerveného světla se přece jen ještě stále pohybujeme velmi blízko hranici ionizace. Kvantové vlastnosti, kterými disponuje každý foton, se tudíž budou projevovat i u světelného neionizujícího záření. Nepůjde však již o schopnost odtrhnout elektron od atomu, nýbrž o to, že světelná kvanta budou mít ještě dost energie, aby změnila strukturu některých molekul, ovlivnila jejich rotaci nebo jejich vibrační stav. Tím lze hypoteticky spouštět rozličné biochemické procesy, aniž by bylo nutno ionizovat atom nebo zvyšovat teplotu tkáně. Některé speciální biochemické procesy v lidském organismu jsou díky přítomnosti molekul schopných interagovat se světlem zřejmě schopny světelné modulace svého průběhu.

7.8 Didaktický význam fyzikálních mezí pro energetická kvanta schopná biologického působení

V této souvislosti je však nutné zmínit se i o další pomyslné hranici biologického působení zevních energií. Totiž i pro živé tkáně lidského organismu platí, že průměrná pohybová energie molekuly v prostředí s teplotou 36,5°C (přibližně 311 K) dosahuje dle vztahu $1,5 \cdot k \cdot T$ (k je Boltzmannova konstanta $1,380\,662 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$) hodnoty $6,44 \cdot 10^{-21} \text{ J}$, vyjádřeno v elektronvoltech 0,04 eV. Této energii fotonů přísluší vlnová délka kolem 30 μm . Musíme ovšem uvážit i to, že tepelný pohyb molekul je nepravidelný, statistický, a že některé molekuly se mohou pohybovat i mnohem rychleji a vynikat tak až o řád větší energií. Těmto rychlostem pohybu částic by již energeticky odpovídaly fotony spojené s vlnovou délkou elektromagnetického záření blížící se až jednotkám μm . Poněvadž molekuly živé tkáně musí bez újmy vydržet i srážky s takto hbitě tepelně se pohybujícími částicemi, pak je jasné, že musí být „zkonstruovány“ tak, aby jim z hlediska jejich biologických funkcí v zásadě neuškodily ani srážky s fotony, kterým odpovídají vlnové délky větší, než několik μm . Jinými slovy, interakce živé hmoty s elektromagnetickým zářením pravděpodobně již od několika μm , ale nepochybně již řádově od desítek μm , bude mít výlučně termický charakter. S laserovým biostimulačním zářením, respektive s biostimulační fototerapií vůbec, se tudíž nacházíme v jakémsi přechodovém intervalu, kde již sice nelze počítat s efektem ionizace, ale nelze se také jen a jen výlučně omezovat na efekt termický. Specifičnost intervalu VIS a NIR oblastí, ležících tedy na jedné straně blízko pod hranicí ionizace, ale na druhé straně ještě nad statisticky neurčitou hranicí „pouhých“ tepelných efektů, může tak být jednou ze zásadních výhod laserové stimulace, spojené s jejím dobrým léčebným účinkem při malých rizicích a nežádoucích vedlejších efektech. Tímto způsobem pojaté principy této šetrné fyzikální terapie však naznačují potřebu intenzivnějšího působení biostimulační laseroterapie, tedy spíše vyšších zářivých toků a jejich výkonových hustot ve viditelné a NIR oblasti, přirozeně s důsledným vyloučením poškozujících termických efektů.

Při realizaci výkonnější laserové biostimulační léčby je ovšem nutné ještě více dbát důsledné eliminace základního rizika laserů, kterým je možnost poškození zraku. Lasery se v přírodě sice nevyskytují, ale záření, které emitují, jsou elektromagnetické vlny stejné fyzikální podstaty, jakou mají vlny vysílané přírodními zdroji. Liší se pouze vysokou hustotou zářivého toku a obvykle i jeho kolinearitou, čili malou rozbíhavostí paprsků i na velké

vzdálenosti. Je-li takovýmto svazkem záření zasaženo oko, navíc ještě zaostřené na nekonečno, pak může být sítnice oka vážně poškozena i při relativně malém zářivém toku. Pokud bude navíc do oka dopadat infračervené záření z blízké infračervené oblasti (NIR), které je schopno projít až na sítnici, ale přitom je okem neviditelné, bude riziko ještě dále zvýšeno. Ovšem i při expozici oka dobře viditelným světlem jsou běžné fylogeneticky dané „únikové“ reakce (zavření oka, mrknutí, odchýlení hlavy) obvykle příliš pomalé. Pro vlnové délky nad 1 400 nm je už průnik infračerveného záření až na sítnici oka fyzikálně téměř nemožný, zato však mohou být nevratně termicky poškozeny zevní struktury oka.

Problematika rizik laserového záření je tak závažná, že je součástí legislativních předpisů určených pro ochranu proti neionizujícímu záření. Jedná se především o Směrnici Mezinárodní komise pro ochranu před neionizujícím zářením (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP), která je uznávána ve většině zemí světa a která se stala též základem Nařízení vlády České republiky č. 480/2000 Sb., jakož i v současnosti platného Nařízení vlády č. 1/2008 Sb., kterým se plní požadavky zákona č. 258/2000 Sb., o ochraně veřejného zdraví. Pro účely těchto právních dokumentů jsou lasery rozdělovány do několika tříd. Do třídy I se zařazují zcela bezpečné laserové zdroje, do jejichž svazku záření lze hledět i s použitím optických soustav po neomezenou dobu, jakož i lasery neomezeného výkonu, které jsou však zcela zabudovány v jiných zařízeních, z nichž jejich svazek záření nemůže nikterak proniknout ven. Do třídy IIa třídy IIIa se zařazují lasery nevyžadující ochranné pomůcky (brýle). Jejich hustota zářivého toku ovšem nesmí překročit 25 W/cm^2 a doba působení na oko musí být menší 0,25 s. Celkový zářivý tok laseru třídy IIIa nesmí přitom navíc překročit hodnotu 5 mW. Jediný rozdíl mezi třídou IIa třídou IIIa je ten, že do zářivého svazku laserů třídy II lze bez újmy na zdraví pohledět optickými pomůckami (ovšem jen do doby 0,25 s), zatímco u laseru třídy IIIa to možné není. Třída IIIb představuje lasery o celkovém výkonu vyšším než 5 mW a zároveň nižším než 500 mW. Ovšem lasery s neviditelným IR zářením patří vždy do třídy IIIb bez ohledu na svůj výkon. Lasery třídy IV svým zářivým výkonem překračují 500 mW. Pro bezpečnou práci s lasery třídy IIIb a třídy IV jsou nutná zvláštní opatření, především použití vhodných laserových ochranných brýlí, popřípadě i umístění laseru v dokonale uzavřené místnosti, do níž během generování laserového záření nelze vstoupit, odstranění lesklých odrazových ploch nebo aplikace opticky pohltivých vrstev na stěnách apod. Nezbytné je i zaškolení personálu, zavedení provozního řádu, opatření vstupních dveří výstražnými tabulemi atd. Pro účely laserové biostimulace se dnes užívá obvykle laserů třídy IIIb, popřípadě i třídy IV. Zákonná opatření jsou smysluplná,

nezbytná a je nutno je bezpodmínečně plnit; zbytečné až skrupulózní obavy však nejsou na místě.

Zbývá nám zaměřit se ještě na otázku významu polarizace světelného záření. Biostimulační lasery přirozeně generují lineárně polarizované světelné elektromagnetické vlnění. Mnoho živočichů je schopno vnímat polarizované sluneční světlo, jehož polarizace není dána primárně, ale dochází k ní průchodem slunečního světla atmosférou. Sluneční světlo procházející atmosférou je částečně lineárně polarizované a směr polarizace je kolmý ke směru šíření světla před polarizací, tedy ke směru, kde se nachází Slunce. Tuto schopnost využívá k navigaci zejména hmyz, jehož složené oko zahrnuje analyzátor polarizovaného světla (včely, mravenci). Není však známo a objektivně doloženo, že by člověk byl nějakým způsobem schopen polarizované světlo odlišit od nepolarizovaného, a to ani na úrovni smyslů, ani na jakékoliv jiné biologické úrovni. Je sice velice lákavé vycházet ze skutečnosti, že velká část biologicky významných látek je opticky aktivní, to znamená, že stáčí rovinu polarizovaného světla, a z této premisy pak vyvozovat specifické biologické účinky polarizovaného optického záření. Na principu optické aktivity (stáčení roviny polarizovaného světla) sice pracuje hned několik důležitých biofyzikálních analytických metod (např. optická rotační disperze, cirkulární dichroismus), ale samotné lidské tkáně nelze považovat za anizotropně uspořádané a současné vědecké poznání nedává, alespoň zatím, žádné argumenty ke tvrzení, že by polarizované světlo do tkání pronikalo lépe a hlouběji, nebo že by snižovalo citlivost nervových zakončení, ovlivňovalo převod vzruchu na nervosvalových ploténkách, rozšiřovalo krevní kapiláry či působilo na dělení buněk, ačkoliv jsme někdy s těmito názory konfrontováni i v odborné literatuře. Proti didaktickému rozdělení na nepolarizované a polarizované zdroje optického záření pro fototerapii (90 - 93) nelze samozřejmě nic namítat.

Často citované biotropní účinky měsíčního – nepochybně do značné míry lineárně polarizovaného – světla zřejmě připadají spíše na vrub gravitačního působení této zemské družice, pokud zde spíše nejde výlučně o záležitost psychologickou (psychiatrickou?). Ani velmi často citovaná práce (57), publikovaná v prestižním *Imunology and Cell Biology*, neříká vlastně nic jiného, než-li to, že sledované biologické efekty viditelného světla byly větší u polarizovaného světla, než-li u světla difúzně rozptýleného. Práce se však nezabývá otázkou, zda by účinky difúzně nerozptýleného, tedy soustředěného světla nepolarizovaného rovněž nebyly větší, než-li účinky světla difúzně rozptýleného, u kterého lze předpokládat nižší incidentní zářivý tok, tedy nižší počet fotonů incidujících s buňkami. Ovšem i přes

dosud vědecky zcela nezodpovězenou spornou otázku biologického významu polarizovaného světla je laserové biostimulační záření natolik specifickou a unikátní formou fototerapie, že o jeho mimořádném významu a unikátnosti není nejmenších pochyb.

Stejně tak shledáváme, že technické požadavky na optimální podávání biostimulačních procedur laserového záření nejsou vůbec jednoduché. Oproti používání laserů terapeutických, operačních, nám zde chybí jasná zpětná vazba, která by nám poskytovala okamžitou informaci o efektu léčby. Je nutno se spoléhat spíše na dlouhodobé, nepřímé a často i subjektivní hodnocení, při němž se nikdy nelze zcela vyhnout nežádoucímu efektům souběžného vlivu odkladného účinku a jiných vedlejších faktorů. I přes nespornou a vědecky podloženou účinnost laserové biostimulace (65, 78, 84) by k přesnému řízení technických parametrů této procedury velmi pomohla alespoň částečná informace získávaná z léčeného organismu již bezprostředně v reálném čase průběhu procedury. V poslední době jsou činěny pokusy získávat již během doby podávání procedury informace o mikrovaskulární perfuzi a stupni okysličení tkáně (97, 123, 124), jejichž zvýšení předpokládají téměř všechny hypotézy o biostimulačním účinku laserového záření, a na základě těchto informací regulovat alespoň některé parametry procedury s cílem optimalizace účinků léčby.

V návaznost na předchozí edukační pasáž je nutno zdůraznit, že ani řada experimentů využívajících měření perfuzního indexu i daleko citlivější metody laserové dopplerovské průtokometrie nebo metody remisní spektrofotometrie in vivo nedokázala dosud prokázat jakékoliv signifikantní ovlivnění makrovaskulární ani mikrovaskulární perfuze nízkoeenergetickým laserovým zářením.

8 Závěr

Hlavním cílem předložené práce bylo přispět k dalšímu fyzikálnímu vzdělávání lékařů oboru fyzikální medicíny. Význam tohoto příspěvku spočíval na využití fyzikálních experimentů velmi úzce spojených s medicínským výzkumem i medicínskou praxí. Uplatněním didaktických zásad vědeckosti, názornosti a především spojení teorie s praxí se tak experimentální výsledky i experimentální uvažování mohou stát významným a nenásilným edukačním nástrojem.

V práci jsou využity osobní zkušenosti autora z několika desítek let fyzikálního experimentování v medicíně a zároveň i z několika desítek let výuky zaměřené na lékaře a další zdravotníky, realizované na půdě univerzit i v rámci dalšího vzdělávání lékařů. Práci přirozeně prolíná využití experimentální činnosti a jejích výsledků pro vývoj, validaci i vigilanci nových léčebných technologií založených na fyzikálních poznatcích.

Autor práce se domnívá, že právě využití těchto souvislostí pro výuku je významným didaktickým nástrojem, ovšem plně uchopitelným jen a pouze za součinnosti řady dalších didaktických postupů. Ty jsou vzhledem ke specifičnosti vyučovaných nalézány zejména v kybernetickém pojetí edukačních cílů (kapitola 5.4) a v psychologicko-sociálních přístupech k managementu vyučování (kapitola 5.5).

V kontextu předložené práce lze považovat za dosažené významné cíle též přiblížení historického vztahu fyziky a medicíny (kapitola 2), který se z didaktického hlediska může stát důležitým motivačním nástrojem. Podrobný rozbor vzdělávání lékařů ve fyzice (kapitola 3) byl nezbytný pro pochopení složitosti tohoto aspektu i pro zajištění tvořivého a trvalého nalézání prostoru pro vlastní fyzikální edukaci v medicíně. Kapitola 4 byla věnována vymezení oboru fyzikální medicíny, ve kterém byla edukace lékařů uplatňována. Zde bylo nutno rovněž definovat ty biologické projevy fyzikální terapie, které jsou na objektu ovlivňování (probandovi), respektive objektu léčby (pacientovi) fyzikálně měřitelné. Tímto projevem byla trofika končetin, měřitelná fyzikálně na základě krevní perfuze, čili periferního prokrvení.

Následující kapitoly (6, 7) jsou již ukázkou přímého i nepřímého využití experimentů k výuce fyziky pro lékaře oboru fyzikální medicíny. Nejprve byla edukačně uplatněna problematika bipolární baroterapie, fyzikálně-léčebné metody založené na periodickém střídání hyperbarického a hypobarického prostředí působícího na hermeticky utěsněnou končetinu. Experimentální úsilí i jeho didaktické využití postupovalo ve třech na sebe navazujících směrech. Nejprve byly uplatněny biofyzikální experimenty s využitím ryze fyzikálních prostředků nukleární scintigrafie, remisní spektrofotometrie a pletysmografie s důkladnou výpočetní analýzou. Poté se pozornost soustředila na fyzikální experimentování u jednotlivých pacientů a nakonec na celý statistický soubor podaných procedur.

Všechny uváděné experimenty uskutečnil autor předložené práce. V případě experimentů realizovaných na pacientech byl pochopitelně pouze „fyzikálním“ účastníkem experimentů, medicínskou stránku realizace prováděli při splnění všech nezbytných etických požadavků sami odpovědní lékaři. Při experimentech se statistickým vyhodnocením bylo využito možností internetu a telemedicínského přístupu, takže veškerý kontakt s pacienty, zpracování dat a komunikace s lékaři a zdravotnickým personálem, jakož i podíl na úpravě fyzikálních parametrů procedur mohl probíhat dálkově.

Didaktické využití popsaných experimentů plynule pokračuje a stejně tak se chystají další, nové experimenty a celé experimentální studie, do kterých je již od samotného počátku plánování těchto projektů inkorporována didaktická a výuková složka.

Tato snaha se týká i té části fyzikálně-experimentální práce, kde se předpokládáné fyzikální změny v perfuzi, ke kterým by mělo docházet pod vlivem určitých fyzikálních podnětů, zatím nepodařilo zcela jednoznačně prokázat. Zde se míní především nízkoeenergetická laserová stimulace, které byla věnována pozornost v kapitole 7.

Rozpracované didaktické principy se uplatňují a dále rozvíjejí i u dalších fyzikálně-léčebných technologiích, jako například u bezkontaktní vysokoindukční magnetické stimulace neuromuskulárních jednotek, při uplatnění stimulace vlastních kmenových buněk prostřednictvím nízkoeenergetické nukleární magnetoresonance a v dalších moderních oblastech fyzikální medicíny. Didaktickým i fyzikálním rozbořením těchto otázek by byl však již zcela výrazně překročen rozsah předložené práce, o níž však autor předpokládá, že nebude na tomto poli poslední.

9 Seznam použité literatury

1. AGRIPA, H. C.: Okultní filozofie, s. 48. Podle prvního latinského vydání z roku 1534 přeložil Jaroslav Novák; vydalo nakl. Trigon, Praha 1992.
2. AKBARI, A., MOODI, H., GHIASI, F. et al.: Effects of vacuum-compression therapy on healing of diabetic foot ulcers: Randomized controlled trial. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2007, č. 5.
3. BENEŠ, J. et al.: Základy lékařské biofyziky. Praha: nakl. Karolinum, 3. uprav. vyd., 2011, ISBN-13: 978-80-246-2034-3.
4. BENEŠ, J., STRÁNSKÝ, P., VÍTEK, F.: Základy lékařské biofyziky. Praha: skripta UK Praha, nakl. Karolinum, 2. přeprac. vyd., 2007, ISBN-13: 978-80-246-1386-4.
5. BERNE, B. J., PECORA, R.: Dynamic Light Scattering: With Application to Chemistry, Biology, and Physics, 2000. Mineola (New York): Dower Publications.
6. BOŘUTOVÁ, K.: Zajímavosti z historie fyziky. Bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Pedagogická fakulta, Katedra fyziky, 2008. Vedoucí práce Prof. RNDr. Vladislav Navrátil, CSc.
7. BROWN, B. H. et al. Medical physics and biomedical engineering, Institute of Physics Publishing, London, 1999.
8. BROŽ, J. et al.. Základy fyzikálních měření, Praha: SPN, 1983.
9. BRYANT, H.: The future of health care. World Health, 47, 1994, č. 5, s. 3.
10. BULVAS, M.: Doporučení pro diagnostiku a léčbu ischemické choroby dolních končetin. Cor et vasa, 2009, č. 51(2).
11. BURKHOFF, D. & DICKSTEIN, M. L. (2003). The heart simulator. Načteno z <http://www.columbia.edu/itc/hs/medical/heartsim>
12. CALTA, J., MACHÁLEK, Z., VACEK, J.: Základy fyzikální terapie pro praxi. Praha. Reforum, 1994.
13. CORDES, J. C.: Spezielle Physiotherapie in der Kardiologie, Angiologie, Broncho-Pneumologie, Rheumatologie und Chirurgie- Traumatologie. Berlin. VEB Verlag Volk und Gesundheit, 1980.
14. Čs. čas. fyz. 62 (2012), č. 5-6, 429, dostupné z <http://cscasfyz.fzu.cz>
15. DIGEL, I., KURULGAN, E., LINDER, Pt., KAYSER, P. et al.: Decrease in extracellular collagen crosslinking after NMR magnetic field application in skin fibroblast. Med Bio Eng Comput (2007) 45: 91-97.

16. GAJDUKOV, S. N.: Primenenie abdominalnoj dekompresi v akušerstve – Teorija i praktika. Sankt-Peterburg. Gosudarstvenaja pediatričeskaja medicinskaja akademija, 2007.
17. GANONG, W. F.: Přehled lékařské fyziologie (překlad pod vedením Prof. MUDr. Jana Hergera). Praha. Galén, 2005.
18. GHADERI, F., BAGHERI, J.: Effect of Vasotrain in Reducing Lower Limb Edema. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences, 2004, č. 60.
19. GÚTH, A. et al.: Liečebné metódy v rehabilitácii pre fyzioterapeutov, Liečreh. Bratislava, 2004: s. 43 -47.
20. HAGER, H.; Church, S.; Mandali, G.; Pulley, D.; Kurz, A.: The perfusion index measured by a pulse oximeter indicates pain stimuli in anesthetized volunteers. Anesthesiology. 2004; 101:A514.
21. HAGER, H.; REDDY, D.; KURZ, A.: Perfussion index – a valuable tool to assess changes in peripheral perfusion cause by sevoflurane. Anesthesiology, 2003;99:A593.
22. HAJIZADEH-SAFAR, M., FEATHER, J.W., DAWSON, J.B.: An investigation of factors affecting the accuracy of in vivo measurements of skin pigments by reflectance spectrophotometry. Phys. Med. Biol. 1990, vol. 35, no. 9, p. 1301 – 1315.
23. HÁNA, K., PRŮCHA J.: Sborník příspěvků odborné konference na téma "Zpětnovazební řízení vakuově-kompresní terapie". Praha. Fakulta biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze, 2011.
24. HANZLÍKOVÁ, A. a kol.: Komunitní ošetrovatelství. Vyd. 1. Martin: Osveta. 2007. 271s. ISBN 80-8063-257-1.
25. HAPKE, B.: Theory of Reflectance and Emittance Spectroscopy, 2nd edition, 2012. Cambridge (UK): University Press, ISBN 978-0-521-88349-8.
26. HEŘT J.: Alternativní medicína a léčitelství. Kritický pohled. Klub českých skeptiků. Chomutov: Creative Common, 2010, 265 s.
27. HINES, M. L., & CARNEVALE, N. T.: (2001). NEURON: A tool for neuroscientists. The Neuroscientist, 7, str. 123-135.
28. HOBBIE, R. K.: Intermediate Physics for Medicine and Biology. Springer, New York 1997.
29. HOLUBOVÁ, R.: Fyzika ve zdravotnictví. Studie v rámci projektu „Kvalitativní rozvoj učitelství fyziky“ pod vedením RNDr. Renáty Holubové, CSc., Katedra experimentální fyziky, Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, 2007, 45 s.

30. HORČIČKA, J., NEŠPOR, J.: Početnice pro měšťanské školy chlapecké i dívčí III. Schváleno výnosem C. K. Ministerstva osvěty a vyučování ze dne 11. září 1906 č. 22.580. Nákladem J. Otty v Praze 1907.
31. HRAZDÍRA, I. a kol.: Biofyzika. Avicenum, Praha 1990.
32. HRAZDÍRA, I. et al.: Biofyzika. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1983, 364 s.
33. HRAZDÍRA, I., MORNSTEIN, V., BOUREK, A., ŠKORPÍKOVÁ, J.: Fundamentals of Biophysics and Medical Technology. Brno: MU Brno, 2nd revised edition, 2012, ISBN-13: 978-80-210-5758-6.
34. HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., ŠKORPÍKOVÁ, J.: Základy biofyziky a zdravotnické techniky. Brno: Nakladatelství Neptun, 1. vyd., 2006, ISBN-10: 80-86850-01-3.
35. HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V.: Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Neptun Brno 2004.
36. HRDÝ, R.: Choroby periferních tepen – možnosti prevence a léčby z pohledu rehabilitačního lékaře. Praktický lékař, 1998, č. 78: s. 33 – 35.
37. HUŠKOVÁ, M.: renesanční filozofie, magie a medicína. Diplomová práce. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta filozofická, Katedra filozofie, 2013. Vedoucí práce PhDr. Jana Černá.
38. CHLEBUS, P., MIKL M., BRÁZDIL M. a KRUPA P.: Funkční magnetická rezonance: Úvod do problematiky. Neurologie pro praxi. 2005, roč. 6, č. 3. Dostupné z http://fmri.mchmi.com/articles/chlebus_prehled.pdf
39. JANČOVIČ, A.: Vnímání barev (diplomová práce, 2005), Masarykova univerzita v Brně, Katedra fyziky, vedoucí diplomové práce: RNDr. Jindřiška Svobodová, Ph.D.
40. JANÍK, J., LENC, M., MUSILOVÁ, P., MUSILOVÁ, J: Meze matematického myšlení aneb z výuky matematiky pro nematematické obory. Ústav teoretické fyziky a astrofyziky, Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity, Brno. Zdroj: Education at a glance, OECD 2011.
41. KADERÁVKOVÁ, H.: Léčebně-rehabilitační plán a postup u arteriálního onemocnění cév dolních končetin. Bakalářská práce v oboru fyzioterapie, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně, Brno 2008.
42. KARAS, J.: Mechanismy a význam vnímání polarizovaného světla u živočichů (bakalářská práce, 2010), Masarykova univerzita v Brně, Přírodovědecká fakulta, Ústav experimentální biologie, Oddělení fyziologie a imunologie živočichů, vedoucí práce: Doc. RNDr. Martin Vácha, Ph.D.
43. KARÁSKOVÁ, K., URBAN, J.: Vakuum-kompresní terapie u seniorů s Ulcus Cruris Venosum. Nemocnice Milosrdných bratří Vizovice a Katedra fyzioterapie Fakulty těl.

kultury University Palackého Olomouc. In: Sborník Absolventské konference Katedry fyziologie Fakulty tělesné výchovy UP Olomouc, 18.–19. 6.2010.

44. KARÁSKOVÁ, K.: Efekt vakuum-kompresní terapie u seniorů s Ulcus Cruris jako součást komplexní terapie. Magisterská diplomová práce, Olomouc, Universita Palackého, 2009.
45. KAŠPAR E.: Kapitoly z didaktiky fyziky. 1. díl: „Rozvíjení funkčního myšlení ve vyučování fyzice“, 1. vyd, 1960, Praha: SPN (edice: „Příručky pro vysoké školy“).
46. KLODELL, CH. T.; LOBATO, E. B.; WILLERT, J. L.; GRAVENSTEIN, N.: Oximetry-Derived Perfusion Index for Intraoperative Identification of Successful Thoracic Sympathectomy. *Ann Thorac Surg* 2005; 80:467-470.
47. KOLÁŘOVÁ H., KUBÍNEK R.: Fyzika stručně a jasně. Přehled fyziky v příkladech a testových otázkách. Olomouc: Nakl. UP Olomouc, 1. vyd., 2008, ISBN-13: 978-80-244-2083-7.
48. KOMÁREK, S.: Obraz člověka a přírody v zrcadle biologie., Praha: Academia, 2008.
49. KONÁŠOVÁ K.: Zranění a nemoci paleolitického člověka. Bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, Ústav antropologie, 2006. Vedoucí práce Doc. RNDr. Eva Drozdová, Ph.D.
50. KORFÁNEK J., HOZMAN J.: Pacientské simulátory. Praha: Creative Connections s.r.o., vydání první, 2013, 168 s., ISBN 978-80-904326-6-6.
51. KOŘENEK J.: Lékařská etika. (1. vydání). Olomouc : Univerzita Palackého, Lékařská fakulta, 2001, 149 s., ISBN 80-244-0324-2.
52. KOUDELA, K., PITR, K., PRŮCHA, J.: Měření změn perfúzního indexu při vakuově-kompresivní terapii. XV. sjezd Společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny ČLS JEP, Luhačovice, 16. – 17. 5. 2008.
53. KOUDELA, K., PRŮCHA, J.: Praktická možnost objektivizace změn prokrvení dolní končetiny podrobené léčebnému vlivu vakuově-kompresní terapie. *Rehabilitácia*, 2007, č. 44.
54. KRAUS I.: Vzpomínka na zakladatelku československé rentgenografie Adélu Kochanovskou-Němejcovou, *Čs. čas. fyz.* 62, 256–258 (2012).
55. KRAUSE, D., DITTMAR, K.: Ergebnisse bei der physikalischen Therapie peripherer arterieller Durchblutungsstörungen. *Munchener Medizinische Wochenschrift*, 1984, č. 8: s. 385.
56. KRÍŽ, J., PLESCH, M., ČÁP, I.: Fyzikální a přírodovědné olympiády s mezinárodní nadstavbou. *Čs. čas. fyz.* 62, 386–390 (2012).
57. KUBASOVA, T, HORVÁTH, M, KOCSIS, K, FENYÖ, M.: Effect of visible light on some cellular and immune parameters. *Immunol Cell Biol.* Jun. 1995, 73(3):239-44.

58. KUNC, Z.: Vakuově-kompresní léčba z pohledu rehabilitačního lékaře. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2004, č. 4, s. 180 - 183.
59. KUTZ, M.: Biomedical Engineering and Design Handbook, McGraw Hill, New York, 2009.
60. LAUE, M. von: Dějiny fyziky. Praha: Orbis 1959.
61. LEHMANN, E. D., TARIN, C., BONDIA, J., TEUFEL, E., DEUTSCH, T.: (2007) Incorporating a Generic Model of Subcutaneous Insulin Absorption into the AIDA v4 Diabetes Simulator. Journal of Diabetes Science and Technology , 1, str. 780-793.
62. LEISSER, J.: Lázeňská rehabilitace u pacientů s cévním onemocněním s využitím přírodního léčebného zdroje. Trendy soudobé angiologie, svazek 2, 2007, s. 37 – 38.
63. LIBIGEROVÁ, K., URBÁNEK, J., TICHÝ, M., ŠTERNBERSKÝ, J.: Kapilaroskopie u systémových onemocnění pojiva. Dermatol.praxi 2007; 1(4):157-159.
64. LIMA, A. P., BEELEN, P., BAKKER, J.: Use of Peripheral Perfusion Index Derived From the Pulse Oximetry Signal as a Noninvasive Indicator of Perfusion. Crit Care Med. 2002;30(6).
65. LITSCHER, G., RACHBAUER, D., ROPELE, S., WANG, L., SCHIKORA, D., FAZEKAS, F., EBNER, F.: Acupuncture usány laser needles modulates brain function: First evidence from functional transcranial Doppler sonography and functional magnetic resonance imaging. Lasers in Medical Science, 2004, vol. 19, p. 6-11.
66. MACHALA T.: Filozofie a přírodní věda u Alberta Velikého. Dostupné z: <http://machala.bigblogger.lidovky.cz/c/142420/Filosofie-a-prirodni-veda-u-Alberta-Velikeho.html>
67. MALÝ P.: Optika. Praha: Karolinum, 2. vyd., 2013, ISBN-13: 978-80-246-2246-0.
68. MARCHESINI, R., BRAMBILLA, M., CLEMENTE, C., MANIEZZO, M., SICHIOLO, A.E., TESTORI, A., VENTUROLI, D.R., CASCINELLI, N.: InVivo Spectrophotometric Evaluation of Neoplastic and Non-Neoplastic Skin Pigmented Lesions: I. Reflectance Measurements. Photochemistry and Photobiology 1991, vol. 53, no. 1, p. 77-84.
69. MATOUŠEK, P.: Využití vakuově-kompresní terapie u angiologických a flebologických pacientů. Praktická flebologie, 15, 2006, č. 3: s. 56-64.
70. MATOUŠEK, P.: Zkušenosti s vakuově-kompresní terapií při léčbě ischemické choroby dolních končetin. Praktický lékař, 83, 2003, č. 9, s. 530 - 531.
71. McCULLOCH, J. M. Jr., KEMPER, C.C.: Vacuum-compression therapy for the treatment of an ischemic ulcer. Physical Therapy, 73, 1993, č. 3.

72. MORNSTEIN V.: Overview of Physics: Minimum Knowledge Required for Entrance Test - A Guide to English Physical Terminology / Second Revised Edition. Skriptum. Brno: nakl. MU Brno, 2. vyd., 2010, ISBN-13: 978-80-210-5192-8.
73. NAKLÁDALOVÁ, M.: Vakuum-kompresivní terapie. Výukový portál Lékařské fakulty University Palackého, Olomouc, 2010. Dostupné z:
http://mefanet.upol.cz/weby/Nakladalova_Marie/Profesionalni_Onemocneni_Hornich_Koncetin/prezentace/p4.pdf
74. NAMARATA, CHHABRA: Biochemistry for Medics: Glycolysis – Subjective Questions (Solved), July 6, 2012: <http://www.namrata.co/glycolysis-subjective-questions-solved/>
75. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. et al.. Medicínská biofyzika. 1 (dotisk 2013). Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s., ISBN 978-80-247-1152-2.
76. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J.: Medicínská biofyzika. Praha: Grada, 1. vyd., 2005, ISBN-10: 80-247-1152-4.
77. NEČAS, E. et al.: Obecná patologická fyziologie. Vydání 1., Praha: Karolinu, 2005, 377 s., ISBN 80 – 246 0051 – X.
78. NIEMZ, MARKOLF H.: Laser-tissue interactions : fundamentals and applications. Berlin: Springer-Verlag, 2004, 305 p., ISBN 3-540-40553-4.
79. NORGREN, L., HIATT, W. R.: Inter-society Consensus for the Management of PAD. J. Vasc. Surg. 45, 2007, suppl. S, s.1-67.
80. NOVÁK, V.: Vzpomínky a paměti (životopis). Vlastním nákladem. Tiskl Pokorný a spol., Brno, 1939.
81. NOVOTNÁ, M.: Lékařství na Moravě v pobělohorském období. Magisterská diplomová práce. Brno: Masarykova univerzita, Filosofická fakulta, Ústav pomocných věd historických a archivnictví, 2007. Vedoucí práce PhDr. Zbyněk Sviták, CSc. a Dr. Stephan Dolezel.
82. NOWYGRÓD, R. et al.: Trends, complications, and mortality in peripheral vascular surgery. J. Vasc. Surg. 2007, 33, s. 205-216.
83. OHSHIRO, T.: 27 Years of Laser Treatment: A Personal Perspective. Laser Therapy 2000, Official Journal of the World Association for Laser Therapy (WALT), Vol. 12, No. 8, p. 42-59.
84. PELANT, I.: Laser slaví padesátiny: Osamělý hráč, který porazil velké týmy. Vesmír 2010, roč. 89 (140), čís. 12, s. 284-285. ISSN 0042-4544.
85. PINTO LIMA, A.; BEELEN, P.; AKKER, J.: Use of Peripheral Perfusion Index Derived From the Pulse Oximetry Signal as a Noninvasive Indicator of Perfusion. Crit Care Med 2002; 30(6).

86. PITR, K., PRŮCHA, J., MARKOVÁ, N.: Nové metody fyzikální terapie v rehabilitaci pohybového a cévního systému končetin. Rehabilitácia, 34, 2001, č. 1: s. 51 - 58.
87. PITR, K., PRŮCHA, J., RESL, V., ZÁHLAVA, J., ZÁBRAN, J.: Vakuově-kompresní terapie: Hemodynamická metoda fyzikální léčby – pět let výzkumů a zkušeností. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 1: s. 18-32.
88. PITR, K., TŘEŠKA, V., PRŮCHA, J., et al.: Einfluss der Zeit zwischen Oedemmanifestation und Behandlungsbeginn auf den Therapieerfolg bei Patienten mit sekundarem Lymphodem nach chirurgischer Behandlung von Brustkrebs. OZPMR, 2007, 17/2.
89. PITR, K., ZÁHLAVA, J., PRŮCHA, J.: Experimentální ověření efektů vakuově-kompresní terapie podávané přístrojem EXTREMITER firmy EMBITRON (CZ) prostřednictvím erytrocytů značených radionuklidem Tc. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1996, č. 3: s. 103-108.
90. PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R.: Fyzikální terapie: manuály a algoritmy 1, 2009. Praha: Grada Publishing.
91. PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R.: Fyzikální terapie - manuály a algoritmy 2, Praha, Grada Publishing, 2009.
92. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I.: Fyzikální terapie , 1998. Praha: Grada Publishing. 10L
93. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, II.: Fyzikální terapie II, Praha, Grada Publishing, 1998:s. 37 - 40.
94. PROCHÁZKA, V.; GUMULEC, J.; JALŮVKA, F.; ŠALOUNOVÁ, D.; JONŠZTA, T.; CZERNÝ, D.; KRAJČA, J.; URBANEC, R.; KLEMENT, P.; MARTINEK, J.; KLEMENT, G. L.: Cell Therapy, a New Standard in Management of Chronic Critical Limb Ischemia and Foot Ulcer. Cell Transplantation, Volume 19, Number 11, 2010 , pp. 1413-1424(12)
95. PROSSER, V. a kol.: Experimentální metody biofyziky. Academia,Praha 1989. 28
96. PRŮCHA, J. (ed.): Sborník přednášek semináře „Nové poznatky ve fyzikální léčbě periferní hemodynamiky a léčebné rehabilitaci končetin.“ Společnost pro rehab. a fyzikální medicínu, Česká angiologická společnost a Česká radiobiologická společnost ČLS JEP, Rožnov pod Radhoštěm, 2001.
97. PRŮCHA, J., KLAPALOVÁ, A., VOLEJNÍK, V., TICHÁČEK, J., HÁNA, K.: Studie typických změn periferní cirkulace při podávání procedur vakuov-kompresní terapie. Rehabilitace a fyzikální lékařství, roč. 21, č. 1, 2014, str. 28-37.
98. PRŮCHA, J., PITR, K., ZÁHLAVA, J., ZÁBRAN, J.: Vacuum-Compression Therapy: Haemodynamic Therapeutic-Rehabilitation Method. Sborník prací: 5th International Conference on Haemodynamics of the International Haemodynamic Society, Čejkovice, ČR, 18.-20.5., 2000.

99. PRŮCHA, J.: Biofyzikální experimenty objektivizující účinnost vakuově-kompresní terapie při léčbě cévních onemocnění končetin. Odborný seminář Společnosti pro rehabilitační a fyzikální medicínu ČLS JEP, Brno, 9. – 10. 10., 2009.
100. REED, K., & LEHMANN, E. D.: (2005) Diabetes website review: www.2aida.org. Diabetes Technology & Therapeutics , str. 741-754.
101. RITHALIA, S. V. S., GONSALKORALE, M., EDWARDS, J.: Effects of vacuum-compression therapy on blood flow in lower limbs. International Journal of Rehabilitation Research, 1989, č. 12: s. 320-322.
102. RITSATAKIS, A. et al. (ed): Exploring Health policy development in Europe. Kopenhagen: WHO Regional Office for Europe, European Centre for Health Policy, WHO Regional Publications, European Series, No. 86, WHO, 2000, 537 s.
103. ROSINA, J., KOLÁŘOVÁ, H., STANEK, J.: Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Praha: Grada, 1. vyd., 2006, ISBN-10: 80-247-1383-7.
104. ROSINA, J., VRÁNOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, H., STANĚK, J.: Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 1. vyd, 2013, ISBN-13: 978-80-247-4237-3.
105. SAMY, A. K., MACBAIN, G., HUTCHINSON, A. S.: The use of vacuum-compression therapy on ischemic lower limbs as assessed by changes in venous blood gases and serum lactate. Vascular and Endovascular Surgery, 27, 1993, č. 8.
106. SEDLÁŘ, M., STAFFA, E., MORNSTEIN, V.: Zobrazovací metody využívající neionizující záření [online]. Brno: Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2013, Dostupné z http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf
107. SIEMSEN H.: „Gnozeologická podstata finského úspěchu v projektu PISA“, Čs. čas. fyz. 62, 304–311 (2012).
108. SIGGAARD-ANDERSEN, M., & SIGGAARD-ANDERSEN, O: (1995) Oxygen status algorithm, version 3, with some applications. Acta Anaesth Scand , 39, Suppl 107, str. 13-20.
109. SILBERNAGEL, S., DESPOPULOS, A.: Atlas fyziologie člověka (překlad pod vedením Prof. MUDr. Eliany Trávníčkové). Praha. Grada, 2004.
110. SKÁLA, L.: Kvantová teorie molekul (skripta). Karolinum, Praha 1995.
111. SPÁČIL, J., SVOBODOVÁ, J.: Význam rehabilitace u nemocných s klaudikacemi. Angiologie 2006: Trendy soudobé angiologie, svazek 1, 2006: s. 19 – 21.
112. SPÁČIL, J., TÁBORSKÝ, J.: Klesá počet amputací dolních končetin? Rozhl. chir. 87, 2008, č. 10, s. 531-535.

113. SPÁČIL, J.: Dochází u nás k poklesu amputací dolních končetin? SANQUIS, 62, 2009, s. 68.
114. SPURNÝ, V., ŠLAMPA, P.: Moderní radioterapeutické metody. IDV PZ Brno, 1999. ISBN 80-7013-267-1.
115. STÖRIG, H. J.: Malé dějiny filosofie. Praha: Zvon, 1995, 559 s.
116. SVOBODNÝ, P., HLAVÁČKOVÁ, L: Dějiny lékařství. Praha; 2004.
117. ŠRÁMEK, B. B., VALENTA, J., KLIMEŠ, F.: Biomechanics of the Cardiovascular System. Praha, Czech Technical University Press, 1995.
118. ŠTVRTINOVÁ, V. (ed.): Choroby ciev (učebnice angiologie), Bratislava: Slovak Academic Press, 2008, s. 258 - 262.
119. ŠTVRTINOVÁ, V., PREKOPOVÁ, E., BOŽEK, L. et al.: Uplatnění operativní diagnostiky hemodynamiky při podávání některých fyzikálně-léčebných procedur. Seminář II. interní kliniky LF UK v Bratislavě, Slovenská republika, 31. 1. 2007.
120. ŠTVRTINOVÁ, V., PREKOPOVÁ, E., BOŽEK, L. et al.: Vakuově-kompresní terapie – nová naděje pro diabetiky. DIAS – odborný zdravotnický časopis pre diabetickú a diabetologickú verejnosť, vydavateľ: DIAS s.r.o. Bratislava, SR, 2007, č. 6 – 7.
121. THOMSON, O. B.; ANDREWS, M. K.: Spectral density and tissue perfusion from speckle contrast measurements. In: Koherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine XII, edited by Joseph A. Izatt, James G. Fujimoto and Valery V. Tuchin, Proc. of SPIE Vol. 6847, 68472D-1, (2008).
122. TIELROY, W. F.: Vacuum-compression therapy. 2-nd edition, Enraf Nonius. Delft, 1989.
123. TICHÁČEK, J., ŠTVRTINOVÁ, V., GÚTH, A., HÁNA, K., PRŮCHA, J.: Kvantifikace vlivu vakuově-kompresní terapie na přímé zvýšení dodávky kyslíku léčené končetině. In: Sborník konference „Pokroky přístrojové fyzikální terapie“. FBMI ČVUT v Praze, 1. LF UK v Praze, podnik Embitron s.r.o. Plzeň, pod garancí ČLS JEP, Brno: 18. – 19. 10. 2013
124. Ticháček, J., Štvrtinová, V., Gúth, A., Hána, K., Průcha, J.: Kvantifikace vlivu vakuově-kompresní terapie na přímé zvýšení dodávky kyslíku léčené končetině. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2013, roč. 20, č. 2, Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně.
125. TOMÁŠEK, F. kardinál: Pedagogika. Praha: Nibowaka, 1992, 352 s. ISBN 80-90-1294-0-4.
126. TUNIS, S. R. et al.: The use of angioplasty, bypass surgery, and amputation in the management of peripheral vascular disease. N. Engl. J. Med., 325, 1991, s. 556-562.

127. Ústav zdravotnických informací a statistiky: Péče o nemocné s cukrovkou 2013. ÚZIS, Praha, 2013. Dostupné z: Ústav zdravotnických informací a statistiky: <http://www.uzis.cz/publikujeme/publikace>
128. VEJSADA F., TALAFOUS F.: Sbírka úloh z matematiky pro gymnasia. SPN, Praha 1969.
129. WEISS, T. F.: Cellular biophysics I., II., The MIT Press, Cambridge, Massachusetts 1995.
130. WESTERMAN, R. A., WIDDOP, R. E., HANNAFORD, J., HOGAN, C., ROBERTS, R., ZIMMER, P.: Non-invasive Tests of Neurovascular Function. *Clinical and Experimental Neurology* 24 (2007): 129 – 137.
131. ZACIORSKIJ, V. M. – ARUIN, A. S. – SELUJANOV, V. N.: Biomechanika dvigatelnogo apparata čeloveka. 1981, FiS, Moskva, str. 29, 38–39, 118.
132. ZARAMELLA, P.; FREGATO, F.; QUARESIMA, V.; FERRARI, M.; VIANELLO, A.; GIONGO, D.; CONTE, L.; CHIANDETTI, L.: Foot Pulse Oximeter Perfusion Index Correlates with Calf Musile Perfusion Measured by Near-Infrared Spectroscopy in Healthy Neonates. *Journal of Perinatology* (2005) 25, 417-422.
133. ŽÁČEK, A.: Některé ekonomické a morální aspekty zdravotní péče. In: Holčík J., Žáček A., Koupilová I.: Sociální lékařství, MU, Brno 1998, 137 s.

10 Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1:

Ilustrace přípravy roztoků ve zdravotnictví – počítání s procenty. Převzato z (40).

Obrázek 2:

Ilustrace přípravy roztoku požadované koncentrace. Převzato z (40).

Obrázek 3:

Jak umí uši logaritmovat. Převzato z výuky pro radiologické asistenty, Jan Janík, Michal Lenc, Pavla Musilová, Jana Musilová: Ústav teoretické fyziky a astrofyziky, Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity, Brno.

Obrázek 4:

Schematický diagram dálkové počítačové správy podávání procedur VCT a jejich dálkového didaktického zabezpečení přímo na pracovišti lékaře s využitím možností telemedicíny.

Obrázek 5:

Příklad výstupu z virtuálního simulátoru krevních plynů (Laboratoř biokybernetiky 1. LF UK v Praze, <http://physiome.cz/atlas>).

Obrázek 6:

Příspěvek experimentu k výuce fyziky pro lékaře oboru RFM a příspěvek fyzikální edukace k léčbě pacienta.

Obrázek 7:

Princip zpětnovazebního řízení s autoadaptací parametrů nebo struktury regulátoru.

Obrázek 8:

Koncepce „managerské mřížky“ využitelné pro výuku ve skupině.

Obrázek 9:

Role fyzikálního experimentu pro objektivizaci fyzikální léčby pacienta i pro didaktické využití při dalším vzdělávání lékařů ve fyzice.

Obrázek 10:

Schéma působení vakuově-kompresní terapie na končetinu v hyperbarické fázi.

Obrázek 11:

Schéma působení vakuově-kompresní terapie na končetinu v hypobarické fázi.

Obrázek 12:

Vývoj technického provedení přístrojů pro VCT.

Obrázek 13:

Uspořádání experimentu pro objektivizaci vlivu VCT na prokrvení léčené končetiny s využitím radionuklidu ^{99m}Tc .

Obrázek 14:

Změna prokrvení léčené i neléčené končetiny v závislosti na cyklech vakuově-kompresní terapie. Vzorkování po 5 sekundách.

Obrázek 15:

Ilustrativní schéma uzavřeného krevního oběhu (s veřejně dostupné učebnice distribuované bez omezení autorských práv).

Obr. 16:

Systémová vaskulatura z pohledu průměrů cév, jejich celkového průřezu a příslušného objemu krve.

Obr. 17:

Demonstrace vlivu VCT (zelená křivka) na koncentraci oxyhemoglobinu (červená křivka) a celkového hemoglobinu (modrá křivka) při parametrech fyzikální terapie představovaných rovnováhou cyklického působení hyperbarického (+15 kPa) a hypobarického (-15 kPa) prostředí.

Obr. 18:

Objemové změny končetiny pacientky se závažnými periferně-cévními potížemi pod vlivem působení vakuově-kompresní terapie

Obrázek 19:

*Vazba molekul kyslíku na hemoglobin (oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin).
Z literatury: Namarata Chhabra: Biochemistry for Medics: Glycolysis – Subjective Questions (Solved), July 6, 2012: <http://www.namrata.co/glycolysis-subjective-questions-solved/>*

Obr. 20:

Závislost saturace krve kyslíkem v závislosti na parciálním tlaku kyslíku.

Obr. 21:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 1.

Obr. 22:

Změna objemu končetiny u pacienta č. 2 během procedury VCT.

Obr. 23:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 3.

Obrázek 24:

Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO₂ (červená křivka) včetně regresních křivek (tence stejnobarevně) u pacienta č. 5 během procedury VCT.

Obrázek 25:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 5.

Obrázek 26:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 6.

Obrázek 27:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie během procedury VCT u pacienta č. 7.

Obrázek 28:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie po proceduře VCT u pacienta č. 7.

Obrázek 29:

Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO₂ (červená křivka) včetně regresních křivek (tence stejnobarevně) u pacienta č. 8 během procedury VCT.

Obrázek 30:

Změna perfuzního indexu PI (modrá křivka); změna objemu končetiny (zelená křivka) a vývoj saturace arteriální krve kyslíkem SpO₂ (červená křivka) včetně regresních křivek (tence stejnobarevně) u pacienta č. 9 během procedury VCT.

Obrázek 31:

Časový průběh mikrovaskulární perfuze měřený metodou laserové dopplerovské průtokometrie po proceduře VCT u pacienta č. 9.

Obrázek 32:

Grafické vyjádření vývoje časové střední hodnoty mikrovaskulární perfuze před, během a po proceduře VCT.

Obrázek 33:

Dvojdimenzionální grafy přínosu podané procedury VCT na mikrovaskulární prokrvení pro jednotlivé pacienty sledovaného souboru.

Obrázek 34:

Úroveň makrovaskulárního prokrvení léčené končetiny oceňovaná pomocí perfuzního indexu PI těsně před a těsně po podané proceduře VCT pro jednotlivé pacienty studovaného souboru.

Obrázek 35:

Bilance poměru maximálních hodnot objemu nasáté a objemu vytlačené krve během procedury VCT pro jednotlivé pacienty.

Obrázek 36:

Časové průběhy středních hodnot monitorovaných diagnostických veličin, získané jako aritmetické průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

Obrázek 37:

Časové průběhy středních hodnot tepového objemu krve, dopravované do léčené distální části „průměrné“ končetiny, korigované na zvětšení objemu nepusující složky krve v končetině vlivem VCT (silná oranžová křivka) a bez korekce (tenká oranžová křivka), ve srovnání s časovým průběhem střední hodnoty perfuzního indexu. Zobrazené veličiny jsou získané jako průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

Obrázek 38:

Příklad dosažení dalšího nárůstu perfuzního indexu (modře) v důsledku úpravy léčebných parametrů procedury (černě) – snížení přetlaku a zvláště podtlaku VCT. Měřítka perfuzního indexu PI je pro názornost 10krát zvětšeno – skutečné hodnoty se tedy pohybují mezi 1% až 3%. Maximální zvětšení objemu DK (zeleně) ve 13. minutě podávání procedury odpovídá přibližně 200ml nepulsující složky objemu krve v léčené části končetiny.

Obrázek 39:

Ilustrace nadměrného a příliš razantního snížení objemu léčené distální části DK (zelená křivka), které má za následek i mírné snížení perfuzního indexu (modrá křivka), ačkoliv cyklický vliv působení VCT a dosahovaná maxima PI (přibližně 4%) jakožto atributy příznivého vlivu VCT jsou zachovány; byl však rovněž zaznamenán sice mírný, ale i tak nežádoucí pokles saturace arteriální krve kyslíkem.

Obrázek 40:

Průtok elektronů a děr polovodič. přechodem PN a uvolňování fotonů s energií $h\nu$.

Obrázek 41:

Role vlnového vektoru na polovodičovém přechodu PN.

Obrázek 42:

Rekombinace elektronů a děr na polovodičovém přechodu PN.

Obrázek 43:

Srovnání principu LED a laserové diody.

Obrázek 44:

Závislost optického výkonu laseru na napětí a procházejícím elektrickém proudu. V pravé části obrázku je schematicky znázorněno vnitřní uspořádání laserové diody a snímací fotodiody určené pro zpětnovazební řízení světelného toku.

Obrázek 45:

Schéma dvojité heterostruktury polovodičového laseru.

Obrázek 46:

Princip hranově vyzařujícího laseru.

Obrázek 47:

Rubínový laser Theodora H. Maimana.

Obrázek 48:

Spektrální optické vlastnosti kůže.

Obrázek 49:

Schematický řez kůží.

Obrázek 50:

Charakteristické optické spektrum hemoglobinu a krve.

Obrázek 51:

Jednopaprskové a dvoupaprskové uspořádání integrační koule.

Obrázek 52:

Dvourozměrné vyjádření Arndtova – Schulzova zákona.

Obr. 53:

Třírozměrné vyjádření Arndtova – Schulzova zákona se zahrnutím role času.

Obrázek 54:

Schematické vyjádření „Ohshirova jablka“ (zakreslen výsek jednoho kvadrantu).

Obrázek 55:

Experimentální stanovení závislosti rychlosti toku krve ve sledovaných mozkových artériích na hustotě zářivého výkonu laseru a stanovení závislosti koncentrace oxyhemoglobinu na výkonu stimulujícího laserového záření (dle Litschera a Schikory, 65).

Tabulka 1:

Ocenění etiologicky různých podílů krve v končetině během kvasiustáleného stavu při pokusu s podáváním vakuově-kompresní terapie.

Tabulka 2:

Vliv vakuově-kompresní terapie na koncentraci oxygenovaného hemoglobinu při různých parametrech procedury – zjištěno výpočtem z výsledků remisně spektrofotometrických experimentů.

Tabulka 3:

Účastníci studie – specifikace.

Tabulka 4:

Souhrnné léčebné efekty podávání procedury VCT u sledovaných 9 pacientů.

Tabulka 5:

Časová střední hodnota mikrovaskulární perfuze a její směrodatná odchylka před, během a po podání procedury VCT v souboru devíti sledovaných pacientů.

Tabulka 6:

Rozdíl hodnot ukazatelů identifikujících makrovaskulární a mikrovaskulární perfuzi před a po proceduře VCT pro jednotlivé pacienty souboru.

Tabulka 7:

Sledované změny krevních plynů O_2 a CO_2 a změny pH po proceduře VCT.

Tabulka 8:

Přehled pacientů zařazených do studie.

Tabulka 9:

Semikvantitativní hodnocení léčebných efektů u pacientů zařazených do studie.

Tabulka 10:

Příklady některých laserů a jejich vlnových délek.

Tabulka 11:

Děje a jejich odpovídající teploty při absorpci zářivé energie s postupně vzrůstající hodnotou.

11 Resume

The work is concerned with the questions of physical education of physicians in the branch of physical medicine.

The attention is given to the larger connections in the relation of physics and medicine.

The historical knowledge of mentioned relations is not only important for the education of the physicians, but they also play the significant motivation part. Thereinafter the attention is given to the particular analysis of the contemporary situation concerning the physics teaching for the physicians – from their college boards to their other further training. Here is valued especially the pedagogic role of the specialized associations, The Czech Medical Association and the Institute of Postgraduate Medical Education in the health service. The further education is very closely related with the established system of attestations.

In submitted work is pointed out the hidden but necessary part of physical education in preparation for lineup of medical attestations. Because of the fact to lower the level of the work, the other attention is paid only on the branch of physical medicine, in that the author gains the most experiences. For the successful education is necessary to know and apply the all related pedagogic and psychological aspects. The important part of the work is concerned to these aspects. The work has got very specific conception, because of the fact, that it is concerned the teaching of the adults, high skilled persons with the significant social status.

It is necessary to apply not only classical didactic guides, but also to use the psychological management of the education. This seems to be analogical with the principles of the modern

management of the work teams.

Into aforementioned facts, the author put the entry, which is related to the experiment in the physics classes in the further education of the physicians. The other part of the work is dedicated to the physical treatment of the peripheral perfusion. The solution of the further pedagogical work is the effective motivation, which consists in the accentuation of the medical and economical, but also the human and social role of the physical treatment in these serious indications. Thereinafter the use of the physical experiment, which is related to the application of the alternate hyperbaric and hypobaric environment on the patient's treated

extremity, is expanded in three positions. At first there is the biophysical measuring realized on probands, secondly it is the clinical experimental study on patients and finally the statistic study. In all these experimental works are used the experiments, which are related to the physics teaching. This teaching is from the didactic point fully optimal for the physicians, because it is realized in dimension of its medical thinking and praxis.

In the last part of the work the author mentions the problem, which is very often in physical medicine: the effect of the physical treatment cannot be fully experimentally proved, but it cannot be excluded. The trophotropic effect of the low-energy laser therapy was chosen as an example. The work refers to the full physical knowledge of the whole problem, because only the generally comprehended experiment is (in medicine) the only one criterion of the truth.

This underrated approach is complementary to the conception of the findings of the efficiency or inefficiency of the physical treatment on the bases of the principles, so-called evidence base medicine. The responsible experimental resources and the physical education are fundamental.