VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MIKROIMPULZNÍ STIMULACE A JEJÍ LÉČEBNÉ VYUŽITÍ VE FYZIATRICKÉ LÉČBĚ

MICRO-PULSE STIMULATION AND ITS USE IN PHYSIATRIC TREATMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE / AUTHOR: MARIE TOBOLOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE / SUPERVISOR: doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2010

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka:	Marie Tobolová	***ID:***	106104
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Mikroimpulzní stimulace a její využití ve fyziatrické léčbě

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte využití impulzních proudů a mikro-impulzní stimulace. Zabývejte se i účinky elektrického proudu na organismus a to nejen z hlediska jeho terapeutického využití, ale i z hlediska jeho nebezpečných účinků. Navrhněte blokové schéma přístroje pro mikroimpulsní stimulaci. Navrhněte jednoduchý přístroj pro mikroimpulsní stimulaci, který by byl použitelný pro základní experimenty s tímto typem elektroléčby. Jeho základní parametry stanovte na základě rozboru požadavků na takové zařízení. Napájení bateriové. Zhodnoťte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Capko J.: Základy fyziatrické léčby. Grada 1998
[2] McManus F. J., Ward A. R., Robertson V. J.: The analgesic effects of interferential therapy on two experimental pain models: cold and mechanically induced pain. Physiotherapy 2006; 92(2) : 95?102.

Termín zadání:	8.2.2010	***Termín odevzdání:***	31.5.2010
Vedoucí práce:	doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.		

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT
Obecná část bakalářské práce je věnována samotnému elektrickému proudu a rozboru jeho účinků na lidský organismus. Je konfrontováno jak pozitivní terapeutické využití proudu ve fyziatrické léčbě, tak i negativní dopad na člověka vzhledem k elektrickým nebezpečným projevům. Navazující rešerše přináší nejnovější poznatky o použití impulsních proudů v oblasti elektroléčby. Výsledky rešerše shrnuje přehled vybraných elektroterapeutických metod, který se zároveň stává výchozím pro praktickou část bakalářské práce – návrh mikroimpulzního stimulátoru. Prvotní představa o funkci základního obvodu vyšla ze simulací pomocí programu PSpice. Teoretický návrh přístroje vrcholí realizací funkčního vzorku, díky němuž byly pořízeny záznamy skutečných časových průběhů impulsů, získaných z měření osciloskopem.

ABSTRACT
General part of the Bachelor´s thesis follows the electrical current with all its effects on the human organism. There is confronted both positive therapeutic usage in physiatric treatment and negative influence on man because of its electrical dangerous activity. The following research brings the newest information about pulsed current use in electrotherapy. The research results are summarized in an overview of the selected electrotherapeutic methods. This is also a point of departure for practical part of the project – micro-pulse stimulator design. The early conception of the stimulator´s circuit function was based on the simulation with the usage of PSpice. The theoretical device draft peaks with the functional sample realization and there were taken some records of the pulse time course by the oscilloscope measurements with this sample.

KLÍČOVÁ SLOVA
elektroterapie, elektrická bezpečnost, mikroimpulzní stimulace, simulace PSpice

KEYWORDS
electrotherapy, electric safety, micro-pulse stimulation, PSpice simulation

Tobolová, M. *Mikroimpulzní stimulace a její léčebné využití ve fyziatrické léčbě: bakalářská práce*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2010. 50 s., 2 příl.

BRNO, 2010

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Mikroimpulzní stimulace a její léčebné využití ve fyziatrické léčbě jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010 ....

podpis autorky

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou a pedagogickou pomoc a konzultantovi Ing. Zdeňku Řezníčkovi za odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. května 2010 ....

podpis autorky

OBSAH

Seznam obrázků ... 8
1 Úvod do elektroterapie ... 9
1.1 Elektroterapie jako součást fyziatrické léčby ... 9
1.2 Cíle bakalářské práce ... 10
2 Elektrický proud a jeho vlastnosti ... 10
3 Účinky elektrického proudu na organismus ... 11
3.1 Stejnosměrný proud ... 11
3.2 Střídavý proud ... 11
4 Léčebné uplatnění elektrického proudu ... 11
4.1 Aplikace stejnosměrného proudu ... 11
4.2 Aplikace střídavých a impulsních proudů ... 12
5 Možná elektrická nebezpečí ... 12
5.1 Typ proudu ... 12
5.2 Dráha proudu ... 13
5.3 Intenzita proudu ... 13
5.4 Impedance ... 13
5.5 Frekvence ... 13
5.6 Napětí ... 14
6 Možné terapeutické účinky elektrického proudu ... 14
6.1 Účinek analgetický ... 14
6.2 Léčba neuromuskulární dysfunkce ... 14
6.3 Účinek myorelaxační ... 14
6.4 Účinek trofotropní ... 14
6.5 Regenerace tkání ... 14
6.6 Antiedematózní účinek ... 14
7 Vybrané elektroterapeutické metody ... 15
7.1 Transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS) ... 15
7.2 Interferenční proudy (IFT) ... 16
7.3 Pulsní krátkovlnná diatermie (PSWT) ... 16
7.4 Kotzovy proudy (ruská stimulace) ... 17
7.5 Diadynamické proudy ... 17
7.6 Funkční elektrostimulace (FES) ... 17
7.7 Vysokonapěťová terapie (HVPC) ... 18
7.8 Bioelektrická stimulace (BEST) ... 18
7.9 Přehled technických parametrů vybraných metod ... 19
8 Specifikace mikroimpulsního stimulátoru ... 21

8.1 Záměr ... 21
8.2 Technické parametry a požadavky na zařízení ... 21
8.3 Blokové schéma ... 22
9 Princip metody návrhu stimulátoru ... 23
9.1 Náhradní obvod stimulátoru ... 23
9.2 Simulace v PSpice ... 24
10 Návrh mikroimpulsního stimulátoru ... 25
11 Realizace zkušebního vzorku ... 26
12 Závěr ... 28
Zdroje informací ... 29
Seznam zkratek ... 33
Seznam příloh ... 33

Seznam obrázků

Obrázek 1: Tvar impulsu TENS [9] 15
Obrázek 2: Ukázka zkřížení proudů [9] 16
Obrázek 3: Přístroj pro PSWT [11] 16
Obrázek 4: Pulzní složky diadynamických proudů [23] 17
Obrázek 5: Přístroj Lokomat [14] 18
Obrázek 6: Stimulační náplast POSiFECT® [12] 19
Obrázek 7: Tvar impulzu 21
Obrázek 8: Náhradní obvod stimulátoru 23
Obrázek 16: Měřicí pracoviště 26
Obrázek 17: Náhradní zapojení obvodu s osciloskopem 27
Obrázek 22: Parametry stimulačního impulsu (modrý) 27

1 Úvod do elektroterapie

1.1 *Elektroterapie jako součást fyziatrické léčby*

Fyziatrie je obor zabývající se využitím různých fyzikálních podnětů k prevenci, diagnostice, terapii a rehabilitaci [2]. Odpověď organismu na tyto podněty představuje jeho obrannou reakci. Vyvoláním vlastní funkce organismu, která je často pozměněna chorobným procesem, se podporuje přizpůsobivost organismu na změnu prostředí. Jednou z progresivních metod fyziatrie je elektroterapie. Léčebný nástroj představuje elektrická energie, jež je do těla pacienta dopravována pomocí elektrod z terapeutických elektrických přístrojů.

Samotný pojem „elektroterapie" může být nejasný, až zavádějící. V nejednom případě se vybaví představa stroje podobného obávanému elektrickému křeslu. Mylné pojetí jako něčeho nebezpečného však neodpovídá skutečnosti a hledání nových možností léčby pomocí elektrického proudu by nebylo možné. Opak je pravdou – na základě testování se dokonce zdá, že spousta elektrických zařízení pro elektroterapii, běžně dostupných na trhu, je bezpečnější než pouhé volání mobilním telefonem. Zároveň však mohou člověku poskytovat zdravotní přínos.

Elektrický proud je obecně považován za nebezpečný nástroj a přímý kontakt s ním doprovází řada obav z popálenin. Právě mikroimpulzní stimulace by však měla používat intenzitu proudu, frekvenci a délku trvání impulsu v takovém poměru, že žádné riziko nehrozí, vyjma těch, způsobených špatnou obsluhou přístroje či nepozorností. Již řadu let je dokonce možné vytvořit elektrické impulsy tak malé nebo podobné přirozeným biologickým impulsům vysílaných tělem, že tyto signály ani zdánlivě nepřipomínají elektrický proud čerpaný z klasické elektrické zásuvky. Ve skutečnosti mnoho moderních systémů nepoužívá normální přívod elektrické energie, ale mohou pracovat naprosto nezávisle pomocí vyměnitelných baterií, které zajišťují stálý zdroj energie, a tím bezpečný provoz.

K některým metodám léčby elektrickým proudem se stavělo okolí jistou dobu skepticky. Důkazem toho je i meta analýza provedená v roce 1999, která sice prokázala pozitivní účinek elektroterapie na hojení ran [20], nicméně holandské lékařské shromáždění v roce 2000 neshledalo dostatek důkazů o přínosu této metody [22]. Dále například v léčbě bolesti jsou jediným vodítkem k určení účinnosti terapie samotní pacienti, kteří vyjádří své subjektivní pocity po aplikaci léčebné procedury. Někdy však pacienta ovlivní už jen samotná realizace terapie, ale bohužel pouze na psychické úrovni. Z podobných důvodů je elektroterapie předmětem mnoha výzkumů. Samotné mechanismy účinků elektrického proudu na organismus nejsou stále detailně popsány a vysvětlení některých léčebných efektů je na úrovni pouhých domněnek. Neustálý příval nových zkušeností je důkazem toho, že veškeré možnosti léčby pomocí elektrického proudu ještě nejsou vyčerpány. Navzdory tomu, některé varianty elektroterapie se dnes již řadí mezi standardní postupy rehabilitačního plánu mnoha pacientů. Části z nich se stručně věnuje kapitola 7.

Výčet metod elektroterapie v této práci představuje pouze jakýsi základ, neboť spousta dalších typů je od nich odvozena a některé parametry jsou si dokonce velmi podobné. Úkolem bylo zjistit momentálně dostupné možnosti terapie, nalézt mezeru na trhu a analyzovat ji. Na základě tohoto průzkumu následuje stanovení parametrů zařízení, které by zvolený typ impulsu realizovalo, a samotný návrh přístroje pro mikroimpulzní stimulaci.

1.2 Cíle bakalářské práce

V souladu s oficiálním zadáním má bakalářská práce stanoveny tyto cíle:

1. Seznámení s problematikou elektroterapie.
2. Popis elektrického proudu a rozbor jeho účinků jak z hlediska terapeutického využití, tak i z hlediska jeho nebezpečných projevů.
3. Stručný přehled vybraných metod současné elektroterapie využívajících impulsní proud.
4. Seznámení s problematikou mikroimpulzní stimulace.
5. Návrh přístroje pro mikroimpulzní stimulaci.

2 Elektrický proud a jeho vlastnosti

Elektrický proud je definován jako pohyb elektricky nabitých částic v elektrickém obvodu, který sestává ze dvou míst s odlišným elektrickým potenciálem spojených vodičem. Takový elektrický obvod tvoří i tkáň vodivě spojená s elektrodami. Elektrický proud se dostává do těla přes kůži cestou nejmenšího odporu, především skrz vlasové folikuly a vývody potních žláz. Uvnitř pak prochází prostředími charakterizovanými měrnou vodivostí, která zohledňuje různé chemické složení a strukturu. Živá tkáň je klasifikována jako vodič II. řádu, protože vedení mezi elektrodami je zprostředkováno ionty. Ovšem spojení mezi elektrodou a stimulační přístrojovou jednotkou je realizováno vodičem I. řádu, kovem, u něhož je vedení proudu zajištěno volnými elektrony. Na rozhraní elektroda – elektrolyt tedy dochází ke změně typu elektrické vodivosti [5].

Elektrický proud se do těla dostává nejen z vnějších zdrojů, nýbrž vzniká i v samotném organismu jako produkt dějů na membránách buněk vzrušivých tkání (nervy, svaly) a orgánů (srdce). Z toho důvodu lze studovat jak pasivní elektrické vlastnosti, tedy chování tkání a orgánů v elektrickém poli, tak i elektrické vlastnosti aktivní, tzn. jevy vznikající na membránách excitabilních buněk.

Proudy lze členit na základě různých hledisek:

1) podle polarity elektrod
   a) monofázické – elektrody nemění polaritu, je přesně stanovena anoda i katoda a směr proudu je neměnný
      - galvanický
      - pulzní monofázický
   b) bifázické – polarita elektrod se mění, nerozlišuje se anoda a katoda
      - pulzní bifázický – mezi impulzy jsou izoelektrické pauzy
      - střídavé proudy – polarita elektrod a směr proudu se harmonicky periodicky mění

2) podle frekvence f
   a) galvanický ($f = 0$)
   b) nízkofrekvenční (0 – 1000 Hz)
   c) středofrekvenční (1 – 100 kHz)
   d) vysokofrekvenční ($f > 100$ kHz)

3 Účinky elektrického proudu na organismus

3.1 Stejnosměrný proud

Stejnosměrný (galvanický) proud má stále stejný směr a šíří se tkáněmi pohybem kationtů a aniontů. Průchodu proudu tkání kladou největší odpor buněčné membrány. Převážná část proudu proto protéká mezibuněčnými prostory, které obsahují nejvíce elektrolytů a pohyb iontů je volnější. Nejlepšími vodiči jsou krev, mozkomíšní mok a svaly. Naopak suchá pokožka má díky malému obsahu elektrolytů velký odpor, vyjádřeno plošně asi 2 MΩ . cm^{-2}. Již pouhým zvlhčením kůže lze dosáhnout odporu několikanásobně nižšího, přibližně 0,01 – 0,05 MΩ . cm^{-2} [2].

Při průchodu stejnosměrného proudu organismem se projevují nejvíce účinky elektrolytické. Dráždivý účinek se uplatní pouze při zapnutí či vypnutí, nebo také při rychlém zesílení či zeslabení proudu. Tepelný účinek je zanedbatelný, neboť k němu dochází jen při velkých proudech.

3.2 Střídavý proud

Střídavý proud je proud, jehož směr se periodicky mění. Průchod střídavého proudu tkáněmi je také brzděn odporem buněčných membrán. Se vzrůstající frekvencí proudu však odpor klesá. Na základě tohoto chování lze membránu připodobnit biologickému kondenzátoru. Celková impedance membrány má tři složky – rezistanci, induktanci a kapacitanci. Rezistance odpovídá ohmickému odporu, jehož velikost na frekvenci střídavého proudu nezávisí, kapacitance se však s rostoucí frekvencí zmenšuje.

Většina buněk lidského těla má charakter dielektrika [3]. Náboje se nemohou volně pohybovat, nýbrž jsou vázány na atomy či molekuly a tvoří dipólové molekuly. Zásahem vnějšího elektrického pole se dipóly orientují, čímž dochází k polarizaci dielektrika a vzniká vnitřní elektrické pole opačné polarity než vnější. Pohybem elektrických nábojů v dielektriku vzniká posuvný proud. Právě střídavý proud je tkáněmi veden tímto způsobem.

Účinky střídavého proudu závisí jednoznačně na frekvenci, ale i jeho velikosti. Především se projevuje dráždivý účinek, který se zvyšuje s rostoucí frekvencí do 100 Hz, pak klesá a kolem 10 kHz ustává. Vysokofrekvenční proudy už mají účinky pouze tepelné. Dipólové molekuly se natáčí ve směru polarity elektrického pole v rytmu půlperiod proudu a těmito pohyby vzniká velké množství tepla. K elektrolytickým účinkům nedochází.

4 Léčebné uplatnění elektrického proudu

Účinek terapie závisí na druhu a vlastnostech elektrického proudu. Pro léčebné účely jsou významné tři účinky elektrického proudu: polární, dráždivý a tepelný.

4.1 Aplikace stejnosměrného proudu

Polárního účinku stejnosměrného proudu využívá *galvanoterapie*, která zahrnuje iontoforézu a galvanizaci. *Iontoforéza* představuje vpravování léků s elektrickým nábojem (iontů) do tkání působením stejnosměrného proudu. Pomocí dvou elektrod je zajištěna přesná lokalizace léku v těle. Při *galvanizaci* se galvanický proud přivádí do tkání jednak pomocí povrchových plošných elektrod, jednak pomocí elektrod umístěných v galvanických lázních. Průchodem proudu dochází ke zvýšení průtoku krve v místě aplikace, zvýšení místního metabolismu, urychlení difuze a resorpce exsudátů[1] a zánětlivých infiltrátů[2]. Indikací pro

---

[1] zánětlivý výpotek

galvanizaci bývají poúrazové stavy, záněty a degenerativní procesy pohybového aparátu, záněty periferních nervů či žil.

4.2 Aplikace střídavých a impulsních proudů

Dráždivé účinky přerušovaného stejnosměrného proudu a nízkofrekvenčního proudu střídavého jsou léčebně využívány k *elektrostimulaci*. Používané stimulační proudy mohou mít rychlý nebo pomalý nástup. Proudy s rychlým nástupem (kolmým nebo mírně zešikmeným) našly uplatnění v *elektrogymnastice* oslabených (ale zdravých) svalů, vyvolání elektronarkózy, elektrospánku a léčení poruch srdečního rytmu. Proudy s pomalým nástupem jsou nástrojem tzv. selektivní elektrostimulace denervovaných svalů, hladkého svalstva (střeva, svěračů močových cest a stěny močového měchýře) a vegetativních nervů.

Právě dráždivého účinku proudu využívají zařízení, která se podílejí na udržení životně důležitých funkcí těla a nutně patří k vybavení každého zdravotnického zařízení. V prvé řadě jde o *defibrilátor*, používaný k obnově srdeční akce při její zástavě. Dále *kardiostimulátor,* sloužící k normalizaci nebo obnovení srdečního rytmu, se pro mnohé pacienty stal nedílnou součástí normálního, plnohodnotného života. Význam má i *elektrostimulační dýchání* (elektrofrenické), jež představuje umělé dýchání vyvolávané působením tetanizujícího proudu na dráždivý bod pro nervus phrenicus a způsobuje tak stahy bránice. K dráždění mozku a míchy se používá *neurostimulátor,* a to z důvodů diagnostických i léčebných. Střídavý proud je hlavním nástrojem elektroterapie, a to v různých podobách, např. *diadynamické proudy* a *proudy interferenční* (viz dále).

5 Možná elektrická nebezpečí

Kontakt s elektrickým proudem může poškodit řadou nepřímých účinků (fraktury), ale stěžejní zůstává účinek přímý. Proud naruší cyklický bioelektrický rytmus některých orgánů a způsobuje depolarizaci[3] membrán. Například velmi nebezpečná situace nastane při průchodu střídavého proudu s frekvencí 50 Hz srdcem, které normálně pracuje s frekvencí přibližně 70 tepů za minutu. Srdce se snaží přizpůsobit frekvenci proudu a zrychluje své tempo na 50 tepů za vteřinu. Následkem toho přestává pracovat jako krevní pumpa a dochází pouze k jeho chvění, fibrilaci.

Pozitivní i negativní účinky elektrického proudu závisí na faktorech, které určují, jak bude organismus na procházející proud reagovat. Mezi ně patří především typ proudu, jeho intenzita, napětí a frekvence, odpor tkáně, směr (dráha) proudu v organismu, doba průchodu proudu a zdravotní stav jedince [6].

5.1 Typ proudu

Velkou nevýhodou galvanického proudu je nebezpeční chemického poškození tkáně pod elektrodami, způsobeného nahromaděním kyseliny chlorovodíkové pod anodou a hydroxidu sodného pod katodou. Poleptání kůže lze zabránit použitím ochranných roztoků pod elektrodami. Střídavý proud má stejnosměrnou složku nulovou, a proto nedochází pod elektrodami k chemickému narušování kůže. Obecně však platí, že střídavý proud je účinnější než stejnosměrný, neboť s frekvencí do 100 Hz má větší dráždivé účinky na kosterní svalstvo a srdce, a je tedy i nebezpečnější.

---

[2] buňky v ložisku zánětu

[3] excitační odpověď buňky na podráždění; zvýšení permeability pro určité ionty způsobí lokální změnu klidového membránového potenciálu

5.2 Dráha proudu

Proud neprochází tělem přímočaře, nýbrž cestou nejmenšího odporu, a může se i větvit. Je třeba důsledně dbát na umístění elektrod, neboť některá zapojení skýtají mimořádná nebezpečí (viz Tabulka 1).

Dráha proudu	Účinek
dolní končetiny	křeče kosterního svalstva, popáleniny
pravá ruka – pravá noha	křeče kosterního svalstva a bránice, popáleniny
levá ruka – dolní končetina	křeče, fibrilace srdečních komor
horní končetiny	
hlava – horní nebo dolní končetina	zástava dýchání a srdeční činnosti, tonicko-klonické křeče kosterního svalstva, poškození mozkové tkáně

Tabulka 1: Nebezpečné dráhy proudu podle [3]

5.3 Intenzita proudu

Mezní bezpečná hodnota intenzity stejnosměrného proudu je 10 mA, u střídavého proudu 3,5 mA [6]. Hodnoty vyšší mohou vyvolat poškození organismu v závislosti na době působení proudu.

Intenzita střídavého proudu [mA]	Účinek
0,5 – 1	práh vnímání el. proudu
1 – 8	podráždění nervů, vzestup krevního tlaku
6 – 15	tetanická křeč, člověk se nemůže uvolnit od vodiče
< 25	tetanická křeč dýchacího svalstva
< 60	fibrilace srdečních komor, přechodná zástava srdce
nad 80	zpravidla trvalá zástava srdce

Tabulka 2: Přehled účinků střídavého proudu (15 – 100 Hz) s různou intenzitou na organismus podle [6]

5.4 Impedance

Skládá se z odporu vlastního těla a přídatných odporů (oděv, obuv). Nejvíce záleží na odporu kožním (0,5 – 500 kΩ), odpor vnitřních orgánů je podstatně nižší (500 Ω). S odporem je spojeno i tepelné poškození proudem, neboť vzniklé množství tepla je úměrné elektrickému odporu tkáně, čtverci intenzity proudu a době průchodu proudu. Velký odpor klade kůže a kost, proto lze nalézt elektrické popáleniny kůže v místech vstupu a výstupu proudu a rozsáhlé koagulační nekrózy tkání obklopujících kost (kosterní svalstvo).

5.5 Frekvence

Frekvence je důležitá při hodnocení nebezpečí střídavého proudu, protože dráždivé účinky jsou velmi frekvenčně závislé (viz. 3.2). Rozsah nebezpečných frekvencí je 30 – 150 Hz. U vyšších frekvencí nebezpečnost klesá, organismus pak snese i vyšší intenzitu proudu. Více než vlastní vysokofrekvenční proud je však škodlivé tepelné poškození, a to hlavně na kůži v místech vstupu a výstupu proudu z těla.

5.6 Napětí

Ačkoliv napětí menší jak 1000 V je považováno za nízké, již proud o napětí 50 V může být ohrožující a rozsah 110 – 220 V může přivodit v důsledku fibrilace smrt. Mezní bezpečné dotykové napětí je 25 V u střídavého proudu a 60 V u stejnosměrného [6].

6 Možné terapeutické účinky elektrického proudu

6.1 Účinek analgetický

Pro snížení bolesti je potřeba znát její původ a následně zvolit vhodný typ terapie a nastavení přístroje. Analgetický účinek vykazují spíše proudy s nízkou frekvencí. K metodám elektroanalgezie se řadí proudy diadynamické, interferenční, Träbertovy a TENS.

6.2 Léčba neuromuskulární dysfunkce

U zdravého člověka nervový systém se svalstvem dokonale spolupracují. Většinou v důsledku onemocnění může dojít k narušení této komunikace a poruchám. Aplikací elektrického proudu s vhodnými myostimulačními vlastnostmi ($TENS_{surge}$, DD, Kotz) dochází k lepšímu prokrvení svalstva a je možné dosáhnout větší pevnosti svalů, zlepšení motorického vedení a zpomalení svalové atrofie[4]. Často jsou postiženy svěrače dolních cest močových či močového měchýře, což je pro pacienty velmi nepříjemné. Elektroterapií lze pozitivně ovlivnit svaly dna pánevního, redukovat bolest a zpevnit svalstvo, a tím zmírnit urinální i fekální inkontinenci.

6.3 Účinek myorelaxační

Pro zvolení vhodného typu elektroterapie je nutná detailní analýza etiologie a rozsahu svalového hypertonu. Hypertonus může postihnout jednotlivé svaly nebo celé skupiny svalů (svalstvo obličeje). Ve svalu se nacházejí vlákna, která jsou vyřazena z mechanizmu volní relaxace. Na základě toho může dojít k poruše trofiky[5], vzniku bolesti, změny aferentace[6] a kontrakci dalších vláken. Často se vyskytuje kloubní dysfunkce. Působení proudu vyvolává opakované protahování kontrahovaných (zkrácených) svalů, čímž zvyšuje i pohyblivost v kloubu. Absolutní kontraindikací jsou klouby s kovovými implantáty.

6.4 Účinek trofotropní

Vhodně aplikovaný elektrický proud usnadňuje arteriální i venózní průtok v důsledku navozené hyperémie[7].

6.5 Regenerace tkání

Mechanismus účinku spočívá ve zvýšení mikrocirkulace, syntézy bílkovin a obnovení integrity spojovacích a kožních tkání, což je důležité pro správné hojení ran.

6.6 Antiedematózní účinek

Elektrické impulsy urychlují absorpci edematické tekutiny a lze je použít pro léčbu akutního i chronického edému. Ovlivňují totiž permeabilitu cév a zvyšují mobilitu proteinů, krevních buněk a lymfy.

---

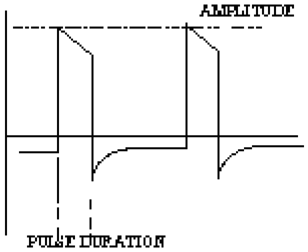
[4] regresivní zmenšení normálně vyvinutého orgánu, tkáně nebo buňky
[5] výživa
[6] přenos informací z periferie do centra
[7] překrvení tkáně či orgánu

7 Vybrané elektroterapeutické metody

7.1 Transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS)

TENS je v současnosti jednou z nejrozšířenějších metod elektroanalgezie. Stovky lékařských zpráv dokumentují použití TENS pro léčbu bolesti zad, myofasciální[8] a artritické bolesti, inkontinence, dysmenorrhoey[9], neurogenní bolesti, viscerální bolesti a bolesti pooperativní [19]. Bohužel většina těchto studií nebyla kontrolována, a proto stále přetrvávají diskuze o efektivnosti TENS oproti klasické léčbě bolesti.

Výsledky laboratorních studií předpokládají, že elektrická stimulace pomocí TENS tlumí bolest prostřednictvím nociceptivní inhibice[10] na presynaptické úrovni v zadním rohu míšním, a tím omezuje její centrální přenos [2], [3], [4]. Dále studie poukazují na endogenní řízení bolesti pomocí endorfinů, enkefalinů a dynorfinů [12], na přímou inhibici abnormálně vzrušivých nervů a obnovu aferentních vstupů.



Obrázek 1: Tvar impulsu TENS [9]

Přístroj pro TENS umožňuje i nastavení podobné akupunktuře (*APL-TENS*), kdy dodává impulsy s nízkou frekvencí (1 – 10 Hz), ale s vysokou intenzitou blízkou toleranční hranici pacienta [4]. Ačkoliv je tato metoda pravděpodobně efektivnější než konvenční TENS, je poměrně nepříjemná. Proto se používá spíše v případě, kdy pacient na konvenční TENS neodpovídá.

Modalitou, která kombinuje elektroakupunkturu s TENS, je *perkutánní elektrická nervová stimulace* (PENS). Místo povrchových elektrod používá jehlové elektrody, které umožňují přesnou stimulaci v blízkosti nervových zakončení v měkké tkáni, svalu nebo periostu tím, že se neuplatní lokální odpor kůže.

TENS jako léčebná technika je neinvazívní a dnes velmi rozšířená. Vedle výše zmíněných modalit se stala základem pro další druhy elekroterapie (podle [4]):

a) $TENS_{burst}$ – stimulace impulzy seskupenými do salv;

b) $TENS_{surge}$ – amplitudová modulace vytvářející sinusovou obalovou křivku;

c) NMES (NeuroMuskulární ElektroStimulace) – amplitudová modulace vytváří obalovou křivku ve tvaru lichoběžníku;

d) LF-TENS (Low Frequency) – obdoba APL-TENS s frekvencí nižší jak 1 Hz;

e) Mikroelektrostimulace – mikroampérová TENS s intenzitou do 2 mA;

f) Vysokonapěťová terapie – impulzy s velmi krátkým trváním (30 – 200 μs) a konstantním napětím řádově stovek voltů (viz. kap. 7.6).

---

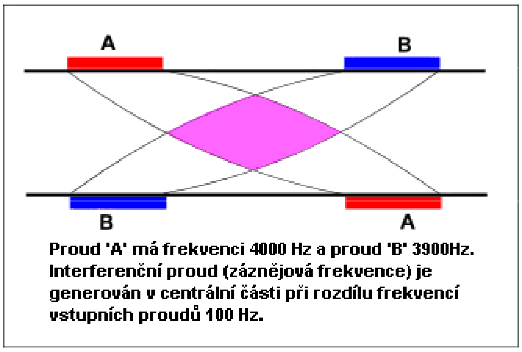
[8] týkající se obličejových svalů

[9] bolestivé obtíže při menstruaci

[10] inhibice receptorů zprostředkujících vnímání bolesti způsobené např. zánětem

7.2 Interferenční proudy (IFT[11])

Při této terapii se využívá účinků nízkofrekvenčního proudu, u kterého se vyskytuje problém s jeho proniknutím do těla skrz velký odpor kůže. Překonávání této bariéry při aplikaci proudu do požadované hloubky může být pro pacienta velmi nepříjemné až bolestivé. Řešení představuje právě terapie interferečními proudy. Interferencí (složením) dvou proudových okruhů, napájených středněfrekvenčními proudy (kolem 4000 nebo 5000 Hz) o malém rozdílu frekvencí, v tkáni dochází ve středu kříže ke vzniku nízkofrekvenční proudové vlny o kmitočtu $f = f_A - f_B$ (viz Obrázek 2). Výsledný interferenční proud má frekvenci v rozmezí 1 – 100 Hz [3]. Proudy středních frekvencí jsou schopny snadno překonat kožní odpor a vhodným umístěním elektrod lze dosáhnout křížení proudu v požadované oblasti. Aplikací IFT dochází k zvýšenému prokrvení a uplatnění analgetických [32] a tonizačních účinků. Hlavními indikacemi jsou chronické stavy kloubních, svalových a nervových onemocnění [1].



Obrázek 2: Ukázka zkřížení proudů [9]

7.3 Pulsní krátkovlnná diatermie (PSWT[12])

PSWT využívá tepelného efektu vysokofrekvenčního proudu (27,12 MHz). Výstup přístroje je pulzován tak, že doba působení impulsu je mnohem kratší než fáze klidu. Tím je zajištěna relativně nízká dávka energie navzdory vysoké vrcholové hodnotě výkonu (až 1000 wattů).

Přístroje pro PSWT mají dva základní typy výstupu – elektrické a magnetické pole. Výsledné pulsní elektromagnetické pole emitované aplikátorem prostupuje tkáněmi a je absorbováno v těch s nízkou impedancí (svaly, nervy), ve vysoce prokrvených tkáních a v tkáních s edémem, výtokem či hematomem. Účinky PSWT mohou být rozděleny na účinky elektrického pole a ty, pocházející z magnetického pole. Mezi primární efekty můžeme zahrnout: zvýšení počtu bílých krvinek, histocytů a fibroblastů v ránách; podporu ukládání kolagenu v raném stádiu, čímž se hojení ran urychluje; usnadnění disperze edému a absorpce hematomu; redukci některých zánětů či stimulaci osteogeneze [11].

Obrázek 3: Přístroj pro PSWT [11]

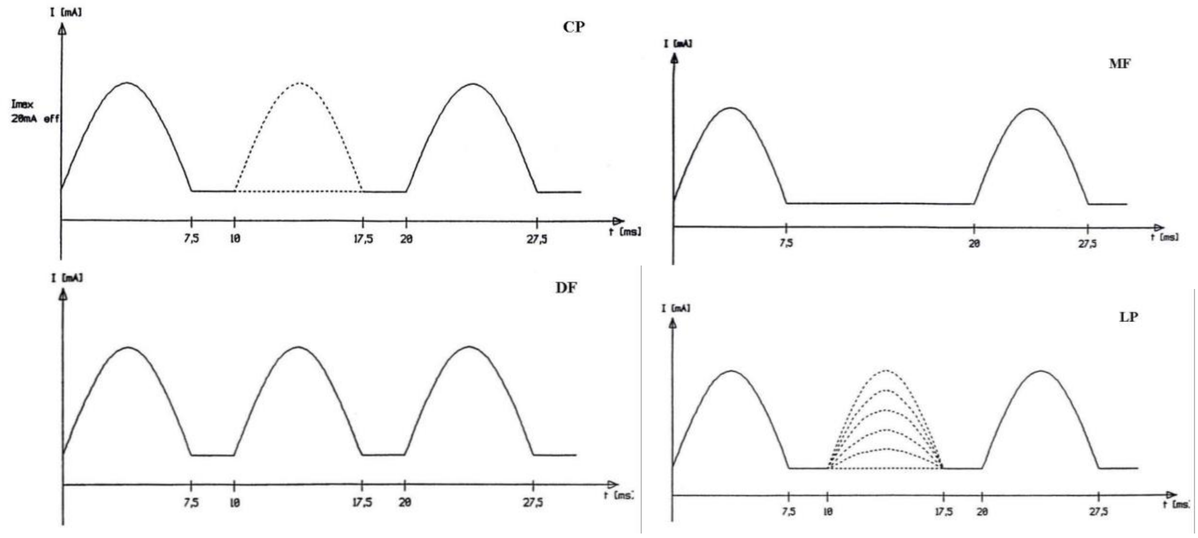
[11] z anglického Interferential Therapy
[12] z anglického Pulsed ShortWave Therapy

7.4 Kotzovy proudy (ruská stimulace)

Jde o specifickou formu elektrogymnastiky symetrickými dvoufázovými pulsy. Výhodou je použití středněfrekvenčních proudů, které jsou pacienty lépe vnímány. Základ pulsu tvoří nosná frekvence 2500 Hz, lichoběžníkově amplitudově modulovaná [3]. Opakovací frekvence je 50 Hz. Technika byla původně vyvinuta ruským olympijským týmem pro zdokonalení svalů [22]. Nyní je používána pro zpevnění svalstva, redukci svalových spasmů a edému. Princip je založen na stimulování motorických neuronů. Vyšší frekvence umožňuje hlubší prostup skrz svaly, a tím silnější kontrakci svalových vláken.

7.5 Diadynamické proudy

Diadynamické proudy, objevené již v roce 1929, jsou poměrně dobře zavedenou metodou současné rehabilitace. Představují kombinaci galvanické a pulsační složky. Využívají jednocestně nebo dvoucestně usměrněného střídavého proudu v různých kombinacích, včetně amplitudové modulace. Základem je jednoduchý impulsní proud MF (monophasé fixe) a dvojitý impulsní proud DF (diphasé fixe), které se střídají a modulují v krátkých (CP) a dlouhých periodách (LP). Intenzita proudu se odvíjí od velikosti elektrod a pohybuje se mezi 1 až 3 mA. Diadynamické proudy mají řadu účinků: hyperemizující, analgetický, resorpční, antiedematózní, trofotropní a tonizační [2]. Doba aplikace by neměla překročit 6 minut, aby následkem působení galvanické složky nedošlo k poleptání kůže [4]. Prevencí je přepólování elektrod či použití ochranných roztoků.



Obrázek 4: Pulzní složky diadynamických proudů [23]

7.6 Funkční elektrostimulace (FES[13])

Princip FES spočívá v náhradě ztracených fyziologických funkcí svalů, zejména volního stahu kosterních svalů. Dráždění elektrickými impulzy uměle vyvolá kontrakci svalu. Možnosti FES jsou poměrně rozsáhlé; podle Poděbradského [4] lze použít pro stimulaci močového měchýře při inkontinenci, stimulaci mozečku při pohybové dyskoordinaci po mozkové mrtvici [27], stimulaci nervus opticus při slepotě či nervus acusticus při hluchotě, pro kardiostimulaci, náhradu chůze u paraplegiků[14] a také jako peroneální stimulátor.

Jako velmi praktická se ukázala stimulace peroneální, která nahrazuje funkci dorziflektorů nohy po paréze lýtkového svalu [13]. Po ochrnutí končetiny je přítomna nejen

[13] z ang. Functional Electrical Stimulation

[14] pacienti postižení úplným oboustranným ochrnutím dolních končetin

funkční a estetická vada chůze, ale dochází k značnému přetěžování bederní páteře úklonem těla na zdravou stranu. Úkolem stimulátoru je vyslat impulz, který vyvolá kontrakci peroneálního svalu a usnadní tak pohyb končetiny. I přes velký praktický význam je metoda poměrně málo dostupná.

Úplná náhrada chůze u pacientů postižených paraplegií je zatím pouze vizí budoucnosti. Doposud dosažené výsledky výzkumu bohužel nelze srovnávat s běžnou lokomocí. Vývoj jde ale nezadržitelně kupředu a již první zkušenosti se zařízením pro reedukaci chůze jsou zaznamenány i u nás, ve Fakultní nemocnici Motol v Praze [14]. Testován je zde přístroj Lokomat, jehož základ tvoří elektronicky řízené ortézy fungující v rámci speciálního závěsného systému, většinou v kombinaci s pohyblivým chodníkem (viz Obrázek 5). K tréninku chůze s využitím Lokomatu jsou indikováni hlavně pacienti s poraněním míchy a obecně pacienti s narušeným stereotypem chůze různé etiologie.

Obrázek 5: Přístroj Lokomat [14]

7.7 Vysokonapěťová terapie (HVPC[15])

HVPC je klinicky ověřená neinvazívní terapie obdobná TENS – používá jednofázový pulzní proud s krátkou fází, ale velmi vysokou amplitudou. Přímo ovlivňuje buněčnou úroveň, nepřímo tak tkáň, jednotlivé segmenty a tím celý živý systém. Unikátní vlastností HVPC je možnost řízení polarity podle potřeby. Terapeut může stanovit aktivní svod (červený) jako negativní nebo pozitivní, zatímco další svod (černý) je použit jako disperzní mechanismus. Podle způsobu použití poskytnou elektrody různý polární efekt: pozitivní stahuje cévy a redukuje tak edém; negativní dilatuje cévy a zvyšuje cirkulaci krve [15]. Primární je tedy řízení místního průtoku krve, po němž následují léčebné účinky, např. snížení edému, regenerace tkání a snížení bolesti.

Nebývalého úspěchu vysokonapěťové terapie bylo dosaženo v léčbě kožních ran různého původu. Podle studie provedené roku 1988, která se zabývala elektroterapií dekubitálních vředů[16], se úplné vyléčení špatně hojících se ran dostavilo již za necelých 8 týdnů [26]. Pozitivní výsledky podaly také obdobné výzkumy s aplikací na žilní vředy [28], jež jsou závažnou komplikací chronické žilní nedostatečnosti, a také na chronické diabetické rány [29].

7.8 Bioelektrická stimulace (BEST[17])

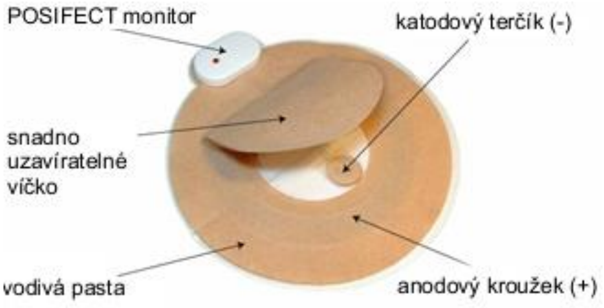
Elektrická aktivita je vlastní všem živým procesům a všechny biologické tkáně vykazují nějakou formu elektrické reakce, proto buňky i tkáně odpovídají široké škále zevně

[15] z angl. High Voltage Pulsed Current
[16] proleženiny
[17] z angl. Bio-Electric Stimulation Therapy

aplikovaných elektrických a magnetických podnětů. BEST (někdy také zvaná mikroampérová terapie) je novou specifickou formou elektroterapie, která vpravuje do těla velmi malé dávky proudu (< 1 mA) [16].

BEST napodobuje dění na buněčné úrovni v okamžiku, kdy buňky pracují na zvýšení fyziologických procesů [21]. Způsobuje zvýšení energie a obnovení homeostázy. Prokazatelně dochází k vzestupu ATP (až o 500 %), zvýšené tvorbě bílkovin, zrychlení transmembránového transportu (doplnění živin do buňky a odplavení odpadů z buňky) a stimulaci fibroblastů. Od těchto účinků se odvíjí použití v medicíně. Indikacemi pro BEST jsou léčba chronické bolesti, redukce svalového napětí, snížení pooperativní a posttraumatické akutní bolesti a podpora kožní a subkutánní regenerace [25].

Velkým přínosem je využití mikroproudů v procesu léčby špatně se hojících ran. Právě v nehojících se ránách chybí přítomnost mikroproudu, přirozeného pro každou živou tkáň. Bioelektrickou stimulací je možné zefektivnit hojení chronických kožních vředů [12]. Speciálně pro tuto oblast byla vynalezena náplast POSiFECT® společností BIOFiSICA (USA). Klinické studie ukázaly, že terapie může zlepšit hojení až o 40 % než klasická léčba [12]. Dokonce bylo zjištěno, že používání náplastí je výhodné i z hlediska finančního, neboť klasická léčba, zahrnující časté návštěvy lékaře a medikamenty, představuje pro zdravotnictví mnohem větší zátěž.



Obrázek 6: Stimulační náplast POSiFECT® [12]

Dalším úspěchem bioelektrické stimulace je léčba postpolio[18] syndromu [21]. I když je obrna často vnímána jako nemoc na pokraji vyhlazení, ve Spojených státech a Evropě je přes 1 milion pacientů postihnutých obrnou a samotná nemoc je po mozkové příhodě druhou nejčastější příčinou paralýzy v USA. Asi u 50 % vyléčených však přetrvává tzv. postpolio syndrom (PPS). PPS charakterizují 3 hlavní symptomy: postupná slabost, únava a bolest. Léčba PPS je výzvou, neboť specifická terapie dosud neexistuje a jedná se spíše jen o rehabilitaci a léčbu symptomů. Farmakoterapie ve skutečnosti přínosná není a některé léky mohou dokonce symptomy zhoršit. Belgická studie poskytla ohromující výsledky, které prokázaly pozitivní a statisticky významný účinek BESTu na 3 zaměřené body: únavu, vytrvalost a bolest [21].

Tím však uplatnění BESTu zdaleka nekončí, neboť se objevují další informace o jeho překvapivých účincích například při léčbě tendinopatie[19] [30], chronické myofasciální bolesti [31], či akutních řezných poranění [25].

7.9 Přehled technických parametrů vybraných metod

(viz na následující straně Tabulka 3: Přehled technických parametrů metod)

[18] postpoliomyelitický, poobrnový
[19] bolestivé onemocnění šlach

Tabulka 3: Přehled technických parametrů metod

Druh terapie	Intenzita	Napětí	Druh proudu	Tvar impulsu	Šířka impulsu	Frekvence	Použití
TENS	-	< 150 V [36]	nízkofrekvenční	obdélník asymetrický bifázický, symetrický bifázický, symetrický alternující	10 - 750 µs	1 - 250 Hz	léčba bolesti a inkontinence
IFT	< 50 mA [35]	-	středněfrekvenční	amplitudové a frekvenční modulace sinusoidy (symetrická, asymetrická, mono-/bi- fázická)	125 µs pro každou fázi	0 - 100 Hz	analgetické a tonizační účinky
PSWT	-	50 V[34]	vysokofrekvenční (27,12 MHz)	jednofázový obdélník	100- 400 µs	10 - 200 Hz	hojení ran, léčba hematomu a edému, redukce zánětů, stimulace osteogeneze
Kotzovy proudy	-	38 V (bipolární mód), 28 V (kvadrupólární) [33]	středněfrekvenční (2500 Hz)	symetrický bifázický obdélník v lichoběžníkové amplitudové modulaci	200 µs	50 Hz; 100 Hz	svalová stimulace
DD proudy	1 - 3 mA (ss složka); 3 - 12 mA (DD-složka) [2]	-	nízkofrekvenční	semisinusoidální	10 ms	50 - 100 Hz	hyperemizující, analgetický, resorpční, trofotropní, antiedematózní a tonizační účinek
FES	0 – 50 mA [13]	-	pulzní	samostatné záporné impulsy nebo skupina impulsů	150 µs	30 - 100 Hz	svalová stimulace
BEST	1 - 1000 µA [16]	-	pulzní	asymetrický dvojfázový obdélník	< 6250 µs	0,5 Hz; 8 Hz; 80 Hz	analgetický, tonizační a regenerační účinek
HVPC	-	< 350 V [37]	pulzní	jednofázový exponenciální hrot dodávaný v pulzních párech vzdálených o 100 µs	30 - 200 µs	50 - 100 Hz	regenerační a analgetický účinek, redukce edému

8 Specifikace mikroimpulsního stimulátoru

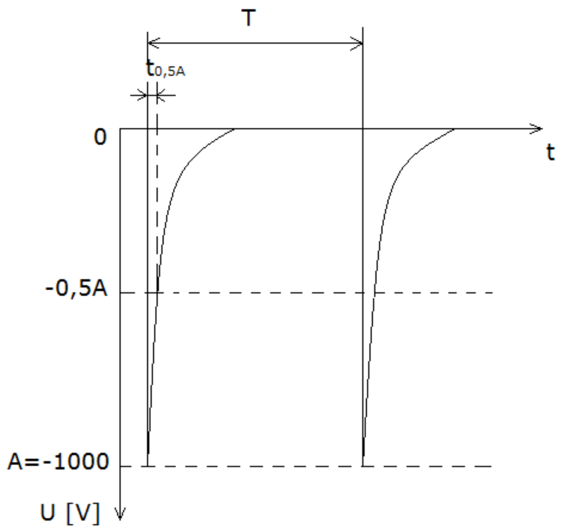
8.1 Záměr

Předchozí kapitola byla věnována přehledu rozsáhlé oblasti elektroterapeutických metod. Vznik většiny z nich byl založen na myšlence najít impuls s takovými parametry, aby bylo docíleno kýžených účinků pro daný problém. Vodítkem této práce je však koncepce marketingová, spočívající v hledání typu impulsu, který v dosavadní elektroterapii schází. Přitom také není cílem omezit se na předem stanovenou léčebnou aplikaci, ale pokud možno nalézt *využití širokospektrální*.

Řada pacientů musí na rehabilitaci docházet do zdravotnických zařízení, neboť elektroterapeutické přístroje patří mezi poměrně nákladné záležitosti. Tím je ale podstatně omezena účinnost terapie, protože denní návštěvy není zpravidla možné realizovat, ačkoliv by urychlení léčby výrazně podpořily. Pacientů je hodně, ale drahých přístrojů málo. Mnohé by se jistě usnadnilo, kdyby měl pacient možnost mít elektrostimulátor po dobu přetrvávajících obtíží k dispozici a provádět terapii svépomocí doma podle pokynů lékaře. Požadavkem na řešení stimulačního přístroje je tedy i *cenová přijatelnost* a s tím související *principiální jednoduchost*.

8.2 Technické parametry a požadavky na zařízení

Z předchozí rešerše vyšla představa o impulsu, který v dosavadní terapii zatím nemá zastoupení. Velmi úzký, vysokonapěťový, ale energeticky snesitelný impuls mezi současnými metodami chybí. Tvar impulsu je naznačen na obrázku 7 jako průběh napětí vzhledem k časové ose. Doba trvání $t_{0,5A}$ definuje šířku impulzu (v polovině amplitudy) a T je perioda opakování.



Obrázek 7: Tvar impulzu

Impuls má tvar napěťového hrotu s velmi úzkým profilem, který by měl umožnit snadnější průnik do těla pacienta. Dosažením větší hloubky vniku by mohl teoreticky nabýt i širšího uplatnění v terapii.

Otázkou zůstává optimální energie impulsu taková, aby nedošlo k poškození pacienta. V oblasti fyziatrie platí obdobně jako ve farmakoterapii Arndt-Schultzovo biologické pravidlo, které se původně týká účinků léků na organismus v závislosti na jejich koncentraci. Tuto zásadu lze s úspěchem aplikovat na elektroléčbu s konstatováním, že slabé podněty

činnost organismu povzbuzují, středně silné ji podporují a velmi silné mohou naopak vyvolat nežádoucí reakce [39]. Z toho můžeme vyvodit, že od hodnoty zcela bezpečného proudu či napětí impulsu, sahající pod hranici excitability tkáně, nelze očekávat pozitivní odezvu organismu ve smyslu léčebného efektu. V elektroterapii se tedy používají zejména podněty nadprahové velikosti. Hodnoty energie pro terapii nejsou stanoveny žádnou normou a jsou výhradně záležitostí klinických zkoušek. Omezení v této oblasti by v praxi zabránilo například používání život zachraňujícího přístroje, jakým je defibrilátor. I přes to zůstává základním požadavkem na všechny zdravotnické přístroje jejich bezpečnost.

Z hlediska vlivu na živý organismus je napětí o velikosti až 1000 V, které získáme na sekundárním vinutí impulsového transformátoru, skutečně vysoké a nese jisté riziko. K bezpečnému použití je tedy nutné takové napětí vhodně kompenzovat ostatními parametry.

Vhodným nastavením šířky a frekvence impulsů se lze vyvarovat dodání větší zátěže, než by bylo pro pacienta únosné. Samotné bateriové napájení přístroje je prevencí úrazů síťovým proudem. Následně oblast aplikace impulsů by měla být přesně vyhrazena soustřednými elektrodami. Toto konstrukční řešení bude zajišťovat působení elektrostimulátoru v jasně ohraničené ploše, čímž se snižuje riziko průchodu elektrického proudu nežádoucími oblastmi lidského těla (vyjma chybného umístění elektrod, např. při aplikaci v oblasti krčních tepen).

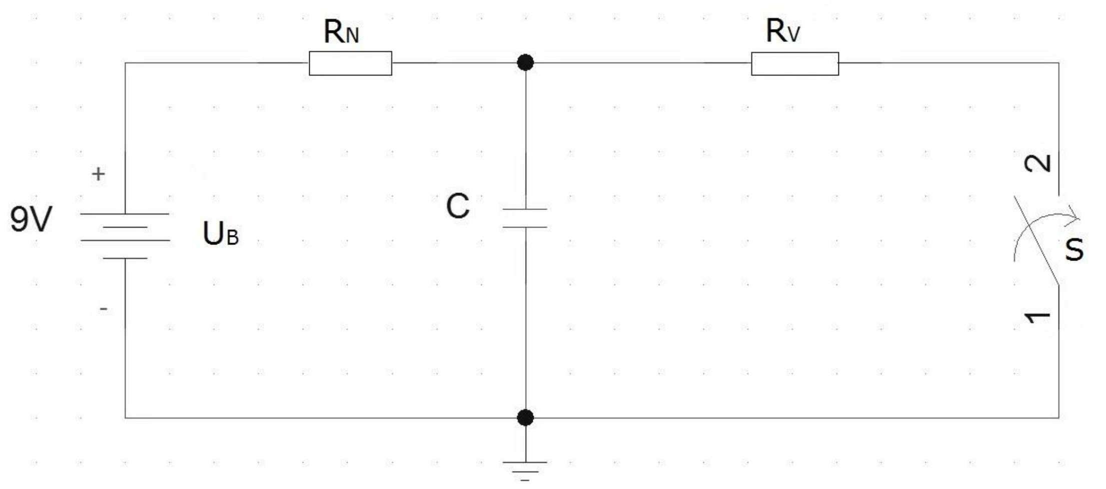
8.3 Blokové schéma

Neveřejná část.

9 Princip metody návrhu stimulátoru

9.1 Náhradní obvod stimulátoru

Celý obvod vyšel ze zjednodušené představy nabíjení, resp. vybíjení kondenzátoru o kapacitě C ze zdroje U_B přes nabíjecí odpor R_N, resp. vybíjecí odpor R_V podle Obrázek 8. Vybíjecí odpor zde pro jednoduchost nahrazuje impulsový transformátor, který je ve schématu zapojen ve skutečnosti.



Obrázek 8: Náhradní obvod stimulátoru

Při sestavení rovnice pro průběh napětí $U_C(t)$ při těchto přechodových dějích na kondenzátoru se vychází z proudu $I_C(t)$ kondenzátorem v čase t [40]:

$$i_C(t) = i_N(t) - i_V(t) \qquad \text{1. Kirchhoffův zákon} \tag{1}$$

$$i_C(t) = C.\frac{du(t)}{dt} \tag{2}$$

Spojením těchto rovnic získáme lineární diferenciální rovnici 1. řádu

$$u'(t) + u(t).\left(\frac{1}{R_N C} + \frac{1}{R_V C}\right) = \frac{U_B}{R_N C}, \tag{3}$$

jejímž řešením získáme obecnou rovnici pro popis průběhu napětí $u(t)$ na kondenzátoru při nabíjení a vybíjení:

$$u(t) = U_B \cdot \left(\frac{R_V}{R_N + R_V} + K.e^{-t\left(\frac{1}{R_N C} + \frac{1}{R_V C}\right)}\right) \tag{4}$$

Při úpravě rovnice pro nabíjecí cyklus můžeme odpor R_V považovat za nekonečně velký ($R_V \to \infty$), neboť jím neprotéká proud. Tím je obecná rovnice značně zjednodušena, neboť

$$\lim_{R_V \to \infty} \frac{R_V}{R_N + R_V} = \lim_{R_V \to \infty} \frac{1}{\frac{R_N}{R_V} + 1} = 1$$

$$u(t) = U_B \cdot \left(1 + K.e^{-t\left(\frac{1}{R_N C}\right)}\right) \qquad (5)$$

Pomocí počáteční podmínky *u(0) = 0,* tzn. že napětí v okamžiku připojení kondenzátoru na zdroj napětí v čase *t = 0* je nulové, je určena konstanta *K:*

$$u(0) = U_B \cdot \left(1 + K.e^{-0\left(\frac{1}{R_N C}\right)}\right) = U_B(1 + K) = 0 \quad \Rightarrow K = -1$$

a odvozena *rovnice pro nabíjecí cyklus*:

$$u(t) = U_B \cdot \left(1 - e^{-t\left(\frac{1}{R_N C}\right)}\right) \qquad (6)$$

Pro *cyklus nabíjení i vybíjení* při sepnutém obvodu platí upravení obecné rovnice:

$$u(t) = U_B \cdot \left(\frac{R_V}{R_N + R_V} - e^{-t\left(\frac{1}{R_N C} + \frac{1}{R_V C}\right)}\right) \qquad (7)$$

K samotnému nabíjení kondenzátoru dochází při rozepnutém obvodu. Kondenzátor je dostatečně nabitý a připraven k použití již za dobu rovnou trojnásobku nabíjecí časové konstanty $t_N = 3\tau_N$ a pro napětí v tomto okamžiku platí $U(3\tau_N) = 0{,}9502\,U_B$ [40]. Při stanovení odporů se snažíme splnit podmínku, aby vybití kondenzátoru proběhlo rychleji než jeho nabití. Nabíjecí odpor by měl být ideálně 3x vyšší než odpor vybíjecí. Zároveň velikost R_N musí dovolit, aby se kondenzátor stačil při nejvyšší frekvenci nabít na požadované napětí $U(3\tau_N)$.

Nejvyšší uvažovanou frekvencí jsou 3 Hz a perioda opakování tak trvá 0,33 s. Lze určit časy nabíjení a vybíjení z poměru jejich velikostí:

$$\frac{t_N}{t_V} = \frac{3}{1} = \frac{\tau_N}{\tau_V} \qquad \Rightarrow \quad t_N = 3t_V$$

$$T = t_N + t_V = 3t_V + t_V = 0{,}33 \quad \Rightarrow t_V = 0{,}08s; \quad t_N = 0{,}25s$$

Z takto určených hodnot mohou být přibližně zjištěny časové konstanty, pomocí nichž nalezneme velikosti R_N a R_V při zvolené hodnotě kapacity 0,1 mF.

$$\tau_N = \frac{t_N}{3} = \frac{0{,}25}{3} = 0{,}08s$$

$$\tau_V = \frac{\tau_N}{3} = \frac{0{,}08}{3} = 0{,}02s$$

$$\tau_N = R_N C \quad \Rightarrow R_N = \frac{\tau_N}{C} = \frac{0{,}08}{0{,}0001} = 800\Omega$$

$$\tau_V = R_V C \quad \Rightarrow R_V = \frac{\tau_V}{C} = \frac{0{,}02}{0{,}0001} = 200\Omega$$

S těmito počátečními výpočty byly zahájeny počítačové simulace obvodu. Na základě nich a dalšího podrobnějšího rozboru byly parametry měněny pro optimální funkci obvodu.

9.2 Simulace v PSpice

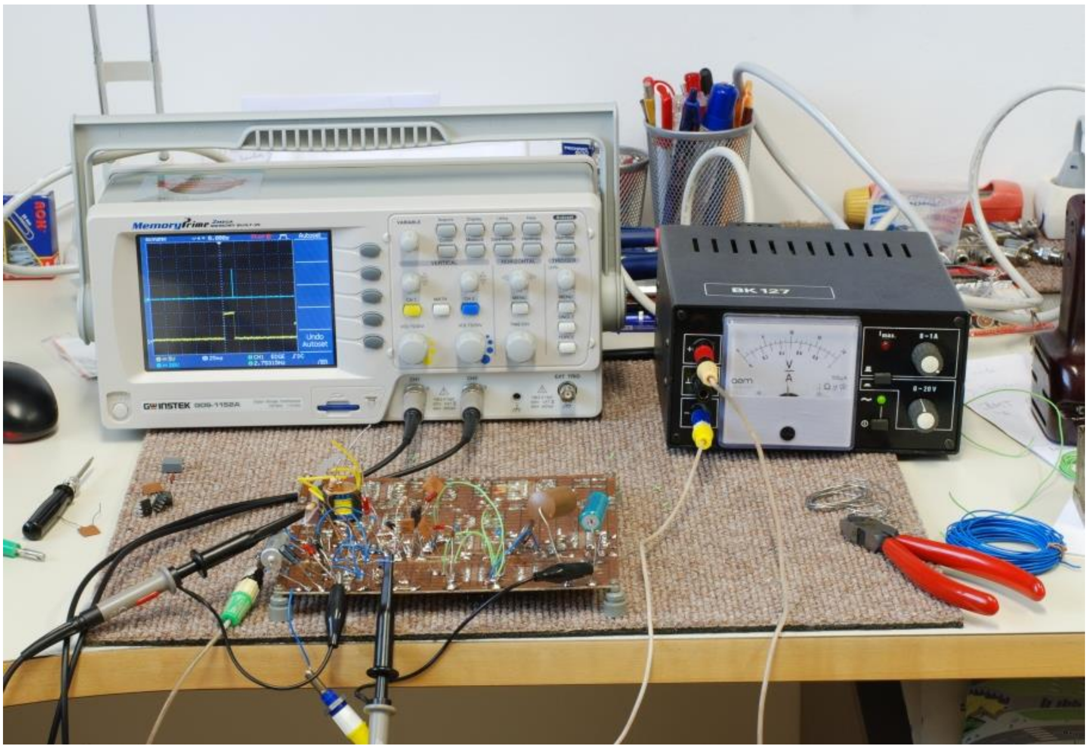
Neveřejná část.

10 Návrh mikroimpulsního stimulátoru

Neveřejná část.

11 Realizace zkušebního vzorku

Návrh přístroje neprobíhal pouze na teoretické úrovni, nýbrž byl zároveň prakticky realizován zkušební vzorek. Navržený stimulátor byl realizován na zkušební desce. K napájení sloužil nastavitelný stabilizovaný zdroj s proudovou ochranou BK127. Pro sledování činnosti stimulátoru byl použit digitální osciloskop DIGITAL STORAGE OSC GDS-1152A s mezním kmitočtem 150 MHz, který umožňuje zápis obrazovky na SD kartu. Měřicí pracoviště zachycuje Obrázek 9.



Obrázek 9: Měřicí pracoviště

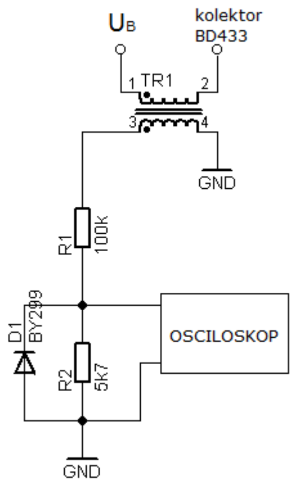
Sestavený funkční vzorek umožnil pozorovat reálné chování celého systému, které nemůže být dostatečně vystiženo žádným simulačním programem. Tato zkušební verze umožnila dokonalejší porozumění obvodu, odhalení vlastností součástek a jejich vzájemných vztahů a vyvarování se pozdějších chyb při konstrukci vlastního přístroje.

Vzhledem k odezvě osciloskopu bylo možné hodnoty zařízení upravit, aby co nejvíce vyhovovaly požadavkům na stimulátor. Na základě měření byla zjištěna hodnota skutečného proudového odběru obvodu $I_{out} = 16{,}3\ mA$, čímž se předcházející výpočty zpřesnily.

Z důvodu ochrany osciloskopu před poškozením vysokým napětím, které může na nezatíženém výstupu potenciálně dosahovat až 1000 V, byl pro měření použit předřazený odporový dělič. Náhradní schéma s osciloskopem znázorňuje Obrázek 10. S ohledem na rozsah osciloskopu je zároveň potřeba stanovit přepočet naměřených hodnot napětí na skutečné hodnoty. Vzhledem k vhodně zvoleným hodnotám odporů děliče R1 = 100 kΩ a R2 = 5,6 kΩ je převod napětí dán poměrem děliče:

$$p = \frac{100k\Omega + 5{,}6k\Omega}{5{,}6k\Omega} = 18{,}85$$

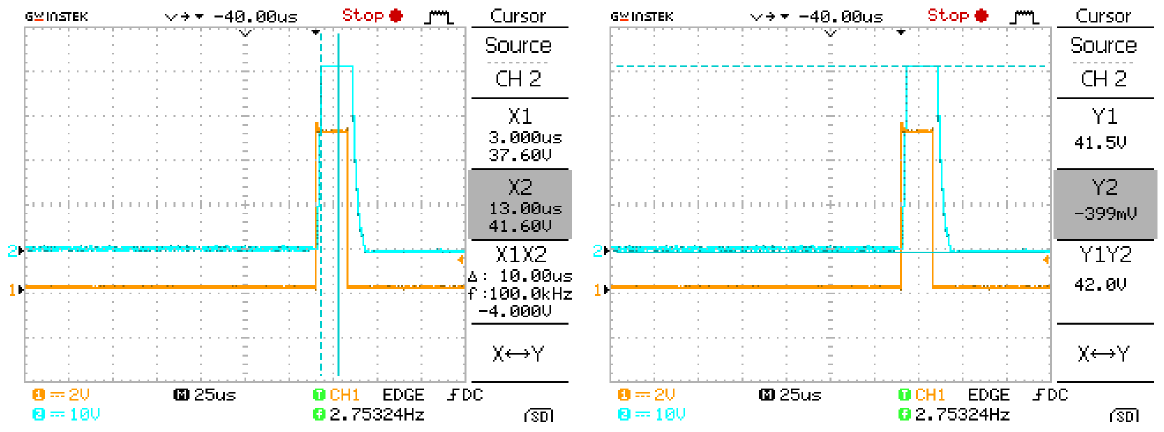
Výsledné napětí naměřené osciloskopem je tedy 18,85krát menší než skutečné napětí, které bude možné zachytit na výstupních elektrodách přístroje.



Obrázek 10: Náhradní zapojení obvodu s osciloskopem

Neveřejná část.

Měření stimulačního impulsu je patrné z Obrázek 11. Výsledná špičková hodnota impulsu z osciloskopu má hodnotu 42 V. Odečtená hodnota ale není skutečná vzhledem k zařazení ochranného odporového děliče před osciloskop a hodnotu je nutné přepočítat. Naměřená amplituda 42 V se násobí 18,85krát, což odpovídá reálné hodnotě napětí na výstupu stimulátoru, téměř 800 V.



Obrázek 11: Parametry stimulačního impulsu (modrý)

12 Závěr

Kolem účinnosti elektroterapie je vedeno stále mnoho sporů. Léčba touto metodou má řadu příznivců, ale i odpůrců. Studie již ukázaly nezpochybnitelný účinek elektrického pole na lidský organismus v pozitivním slova smyslu. K některým záměrům léčby je ale stále potřeba stavět se nedůvěřivě, neboť nejsou řádně klinicky podloženy. Jedná se například o použití elektroterapie pro léčbu idiopatické skoliózy, zejména u dětí. Ačkoliv se vyskytují případy, kdy elektrostimulace mohla být v léčbě prospěšná, většina vědců se na prokazatelném zlepšení skoliózy neshodla a stále nejúspěšnější metodou zůstává cvičení a používání speciálního korekčního korzetu [38]. I nadále ale probíhá řada výzkumů, které mohou dosavadní pochyby vyvrátit. Oblast léčby elektrickým proudem je velmi rozsáhlá a všechna pole působení ještě nejsou zcela probádána. Různé modulace proudů mohou mít překvapující účinky na lidský organismus, ve kterém fyziologicky řada elektrických procesů probíhá. Proto je potřeba i souběžné studium principů, jakými elektrické impulsy působí na nejnižší buněčné úrovni, přes tkáňovou až k orgánové. I v této oblasti se vyskytují pouhé odhady.

Většina elektroterapeutických metod, zmíněných v této práci, je v současnosti běžně užívaná v klinické praxi. Jejich účinky jsou prokazatelné u řady pacientů. Některé metody (HVPC, PSWT, BEST) však u nás příliš rozšířené nejsou a jsou záležitostí spíše zahraniční, kde ovšem slaví úspěch. Firmy na výrobě elektrostimulátorů rozjíždějí byznys a předhánějí se v možnostech terapie, které může přístroj nabídnout. Je otázkou, zda zařízení skutečně poskytne všechny funkce, uváděné výrobcem, popř. i kýžený efekt.

Výsledkem této bakalářské práce je teoretický návrh zařízení pro mikroimpulzní stimulaci. Při sestavení obvodu bylo postupováno cestou od principielně nejjednodušší myšlenky nabíjení a vybíjení kondenzátoru přes nabíjecí, resp. vybíjecí odpor, který ve zjednodušené představě nahrazoval napětí zvyšující transformátor. Další krok zahrnoval počítačové simulace pomocí programu PSpice. Díky nim bylo možné si udělat základní obrázek o chování systému. Vzhledem ke zřejmým nepřesnostem idealizovaných simulací bylo přistoupeno i k realizaci zkušebního obvodu, který pomohl odhalit skutečné vlastnosti navrhovaného přístroje.

Na základě předchozího teoretického návrhu se podařilo dokonce funkční vzorek mikroimpulsního stimulátoru vytvořit a bylo by možné jej použít pro základní experimenty s tímto typem elektroléčby. Stejně jako každý nový přístroj je podrobován důslednému testování a vystaven přísné kritice, i výsledek bakalářské práce, funkční vzorek mikroimpulsního stimulátoru, by se mohl potenciálně stát předmětem klinických studií. K tomuto kroku ovšem vede spletitá cesta splnění nejpřísnějších podmínek bezpečnosti kladených na zdravotnické přístroje, přicházející do přímého kontaktu s živou bytostí. Při konstrukci stimulátoru byla snaha vyhovět požadavkům bezpečnosti alespoň v základním měřítku. Zejména bateriové napájení maximálně snižuje riziko úrazu elektrickým proudem. Soustředný tvar elektrod pak zajišťuje působení stimulačních impulsů pouze v přesně ohraničené ploše dané rozměry elektrod. I přes tato a další opatření však existuje jisté riziko, spojené zejména s neopatrnou manipulací. Proto je nutné dbát bezpečnostních pokynů, které jsou společné všem terapeutickým přístrojům používaným pro elektrostimulaci. Zda může pak zařízení dosáhnout podobných pozitivních účinků jako elektroterapeutické metody uvedené v této práci lze nyní těžko posoudit, ovšem vzhledem k tomu, že zařízení generuje velmi úzké, vysokonapěťové impulsy, blízké jehlovitému tvaru, je možné metodu stimulace přirovnat k elektroakupunktuře.

Zdroje informací

[1] HRAZDIRA, Ivo; MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. První vydání, Brno: Neptun, 2006. 396 s. ISBN 80-902896-1-4.

[2] CAPKO, Ján. *Základy fyziatrické léčby*. První vydání, Praha: Grada, 1998. 396 s. ISBN 80-7169-341-3.

[3] NAVRÁTIL, Leoš; ROSINA, Jozef; at al. *Medicínská biofyzika*. První vydání, Praha: Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.

[4] PODĚBRADSKÝ, Jiří; PODĚBRADSKÁ, Radana. *Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy*. První vydání, Praha: Grada, 2009. 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.

[5] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I.* Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.

[6] PAUL, M. *Texty ke zkoušce dle vyhlášky 50/78Sb.* [online]. České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2003 [cit. 2009-10-29]. Dostupné z WWW: <http://www.mvt.ic.cz/tri/bpr/bpr_vyhlaska_50.pdf>.

[7] KALÁB, P.; STEINBAUER, M.; VESELÝ, M. *Bezpečnost v elektrotechnice* [online]. Brno: Ústav teoretické a experimentální elektrotechniky VUT v Brně, 2009 [cit. 2009-11-14]. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně. Dostupné z WWW: <http://www.utee.feec.vutbr.cz/?q=cs/elektrotechnicka-kvalifikace>.

[8] ŠPRINGROVÁ I.; SKOČDOPOLOVÁ E.: Vizualizace maximální volní svalové kontrakce svalů pánevního dna a kontrakce při povrchové parakokcygeální elektrické stimulaci pomocí ultrazvukového záznamu. In *Sborník abstraktů: I. absolventská konference katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury UP, Olomouc 16.-17. června 2006*. Ed. David SMÉKAL; Josef URBAN. Olomouc: Uviverzita Palackého v Olomouci, 2006, s. 20 – 22. ISBN 80-244-1369-8.

[9] WATSON, Tim. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* [online]. 2009 [cit. 2009-08-26]. Dostupné z WWW: <http://www.electrotherapy.org/modalities/tens.htm>.

[10] WATSON, Tim. *Interferential Therapy* [online]. 2009 [cit. 2009-08-26]. Dostupné z WWW: <http://www.electrotherapy.org/modalities/ift.htm>.

[11] WATSON, Tim. *Pulsed Short Wave Therapy* [online]. 2009 [cit. 2009-08-26]. Dostupné z WWW: <http://www.electrotherapy.org/modalities/pswt.htm>.

[12] BENDER, T. et al. The effect of physical therapy on beta-endorphin levels. *European Journal of Applied Physiology*, July 2007, vol. 100, no. 4, p. 371 – 382.

[13] HRUŠKA, M. *Funkční elektrická stimulace pro parézu peroneálního svalu – diplomová práce*. Praha: ČVUT Fakulta elektrotechnická, 2006. 52 s., 1 příl.

[14] SPÁČILOVÁ L. Lokomat – první zkušenosti s jeho využitím pro reedukaci chůze na spinální jednotce FN Motol. In *Sborník abstraktů: I. absolventská konference katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury UP, Olomouc 16.-17. června 2006*. Ed. David SMÉKAL; Josef URBAN. Olomouc: Uviverzita Palackého v Olomouci, 2006, s. 45 – 46. ISBN 80-244-1369-8.

[15] KARNES, James et al. High-voltage pulsed current: Its influence on diameters of histamine-dilated arterioles in hamster cheek pouches. *Archives of physical and rehabilitation*, 1995, vol. 76, no. 4, p. 381 – 386.

[16] KNIGHT, L. K.; DRAPER, O. D. *Therapeutic modalities: the art and the science*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 399 s. ISBN 978-0-7817-5744-7.

[17] CLEGG, JP; GUEST, JF. Modelling the cost-utility of bio-electric stimulation therapy compared to standard care in the treatment of elderly patients with chronic non-healing wounds in the UK. *Current Medical Research and Opinion,* 2007, vol. 23, no. 4, p. 871-883.

[18] BUTCHER, Martyn. How to use POSiFECT® bio-electric stimulation therapy in chronic wounds. *Wound Essentials,* 2007, vol. 2, p. 186-193.

[19] KAYE, Vladimir. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* [online]. Hoag: Hoag Hospital, Departments of Neurology and Psychiatry, 2008 [cit. 2009-08-25]. Dostupné z WWW: <http://emedicine.medscape.com/article/325107-overview>.

[20] GARDNER, SE; FRANTZ, RA; SCHMIDT, FL. Effect of electrical stimulation on chronic wound healing: a meta-analysis. *Wound Repair and Regeneration,* 1999, vol. 7, no. 6, p. 495–503.

[21] SENNITT, Sally. Bio-electric Stimulation in Postpolio: BESTIPP Study Results. *Lincolnshire Post-Polio Network,* 2008, vol. 6, no. 4, p. 8-9.

[22] WARD, A. R.; SHKURATOVA, N. Russian Electrical Stimulation: The early experiments. *Physical Therapy*, 2002, vol. 82, no. 10, p. 1019 – 1030.

[23] Datový list přístroje Galva5, Zimmer Elektromedizin.

[24] BOUTER, LM. Insufficient scientific evidence for efficacy of widely used electrotherapy, laser therapy, and ultrasound treatment in physiotherapy. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde*, 2000, vol. 144, no.11, p. 502–5.

[25] TALEBI, G. et al. Effect of anodal and cathodal microamperage direct current electrical stimulation on injury potentials and wound size in guinea pigs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2008, vol. 45, no. 1, p. 153-9.

[26] KLOTH, L.C.; FEEDAR, J. A. Acceleration of Wound Healing with High Voltage, Monophasic, Pulsed Current. *Physical Therapy*, 1988, vol. 68, no. 4, p. 503 – 508.

[27] ROBBINS, M. S.; HOUGHTON, E. P. et al.: The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006, vol. 87, no. 6, p. 853–859.

[28] FRANEK, A.; POLAK, A.; KUCHARZEWSKI, M. Modern application of high voltage stimulation for enhanced healing of venous crural ulceration. *Medical Engineering & Physics*, 2000, vol. 22, no. 9, p. 647 – 655.

[29] BURDGE, J. J.; HARTMAN, J. F.; WRIGHT, M. L. A retrospective study of high-voltage, pulsed current as an adjunctive therapy in limb salvage for chronic diabetic wounds of the lower extremity. Ostomy Wound Manage, August 2009, vol. 55, no. 8, p. 30-8.

[30] CHAPMAN-JONES, D.; HILL, D. Novel Microcurrent Treatment is more effective than conventional therapy for chronic Achilles tendinopathy: Randomised comparative trial. *Physiotherapy,* 2002, vol. 88, no. 8, p. 471-480.

[31] McMAKIN, C. R. Microcurrent therapy: a novel treatment method for chronic low back myofascial pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2004, vol. 8, no. 2, p. 143–153.

[32] McMANUS, F. J.; WARD, A. R.; ROBERTSON, V. J. The analgesic effects of interferential therapy on two experimental pain models: cold and mechanically induced pain. *Physiotherapy*, 2006, vol. 92, no. 2, p. 95−102.

[33] Pain Management Technologies [online]. 2002 [cit. 2009-08-22]. Dostupné z WWW: <http://www.paintechnology.com/045.htm>.

[34] International Medical Electronics Ltd., Kansas City (MO). *Short-Wave Therapy Apparatus*. Inventors: BERRY, Fred M.; SHIRLEY, James N.; LIPSKY, Eugene C. Int. Cl.: A61N1/40. United States Patent. 3800802. 1974-04-02.

[35] Dynatronics Corporation, Salt Lake City (UT); Alan Neuromedical Technologies, LLC (Corpus Christi, TX). *Interferential current treatment apparatus*. Inventors: JOHNSON, Benjamin G.; RHODES, Donald A. Int. Cl.: A61N1/36. United States Patent. 6826429. 2004-11-30.

[36] Biogenics II, LLC, Fair Grove (MO). *Compact transcutaneous electrical nerve stimulator*. Inventors: SHEALY, Norman C.; TILLER, William A.; TILLER, Jeffrey E. J. Int. Cl.: A61N1/34; A61N1/32; A61N1/06. United States Patent. 6023642. 2000-02-08.

[37] Jace Systems, Inc., Moorestown (NJ). *Combined high voltage pulsed current and neuromuscular stimulation electrotherapy device*. Inventors: MALAUGH, John; TELEPKO, George. Int. Cl.: A61N1/34; A61N1/36; A61N1/32. United States Patent. 5514165. 1996-05-07.

[38] LENSSICNCK, Marie-Louise B. at al. Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: A systematic review of clinical trials. *Physical Therapy*, 2005, vol. 85, no. 12, p. 1329 – 1339.

[39] WATSON, Tim. Modality and dose dependency in electrotherapy. 15th International WCPT Congress. Vancouver, Canada, WCPT. *Physiotherapy*, 2007, vol. 93.

[40] TRNKA, Zdeněk. Teoretická elektrotechnika. Čtvrté vydání, Praha: SNTL, 1972. 410 s. ISBN 04-531-72.

[41] Data sheet NiMH baterie Sanyo Eneloop, SANYO. Dostupné z WWW: <http://www.eneloop.info/fileadmin/EDITORS/ENELOOP/DATA_SHEETS/Datasheet_-_HR-3UTG.pdf>

[42] Performance details of NiMH batteries Sanyo Eneloop [online]. 2010 [cit. 2010-03-20]. Dostupné z WWW: <http://www.eneloop.info/home/performance-details.html>.

[43] Data sheet DC/DC měniče LT1111, Linear Technology. Dostupné z WWW: < http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/lineartechnology/1111fd.pdf >.

[44] Data sheet LED diody HLMP-K150, Agilent Technologies. Dostupné z WWW: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/163280/HP/HLMP-K150-100DH.html>.

[45] Data sheet PNP tranzistoru BC556, Philips. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/philips/BC556_557_3.pdf>.

[46] Data sheet CMOSového časovače TS555, ST Microelectronics. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/90/307373_DS.pdf>.

[47] Data sheet diody FDLL4148, Fairchild semiconductor. Dostupné z WWW: < http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/fairchild/FDLL4148.pdf>.

[48] Data sheet tranzistoru BD433, ST Microelectronics. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/stmicroelectronics/4127.pdf>.

[49] Data sheet diody BY299, Semtech electronics. Dostupné z WWW: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/90/118724_DS.pdf>.

[50] Data sheet diody STTH112/A/U, ST Microelectronics. Dostupné z WWW: < http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/stmicroelectronics/9343.pdf >.

Seznam zkratek

TENS – transkutánní elektroneurostimulace
IFT – terapie interferenčními proudy
PSWT – pulsní krátkovlnná diatermie
DD – diadynamické proudy
FES – funkční elektrostimulace
HVPC – vysokonapěťová terapie
BEST – bioelektrická stimulace
ATP – adenosintrifosfát
PPS – postpoliomyelitický syndrom
NiMH – nikl-metal-hydridový akumulátor

Seznam příloh

A. Schéma zapojení mikrostimulátoru
B. Soupiska použitých součástek

Přílohy

A. Schéma zapojení mikrostimulátoru

Neveřejná část.

B. Soupiska použitých součástek

Neveřejná část.