

NÁVRH STIMULAČNÍHO PŘÍSTROJE PRO REGENERACI SPORTOVců

SUGGESTION OF STIMULATIVE APPARATUS FOR REGENERATION OF SPORTSMEN

T. Leuchter, Vl. Smrčka

Univerzita obrany Brno, Fakultní nemocnice Brno – Neurochirurgická klinika

ABSTRACT

The aim of the doctoral thesis is to make recovery processes in the skeletal muscles more effective immediately after the sub maximum intensity load and in this way to extend the theoretical area concerning rehabilitation in sport. The designed and composition of functional system of methods and apparatus for regeneration after sports performance should help sportsmen reach better sport records. Especially those sports record, when time between individual attempts or heats is insufficient for total relaxation. For these purposes We familiarised with actual electrical stimulation procedures. By analysing neuromuscular actions leading to skeletal muscle contraction We arrived at stimulation model that We used as a base for determining technical characteristics of the apparatus. Considering these technical characteristics We proposed and constructed the apparatus. The final result of our work is a functional electrical stimulation apparatus that was certificated and verified for its unexceptionability to be used as medical technique. This apparatus may be used in the Czech Republic according to § 22 of the Act No. 22/1997 of the Collection of Laws concerning technological requirement and the Act No. 274/2003 of the Collection of Law concerning medical device. On the basis of this certification I was able to use the apparatus in the course of testing in clinical practice.

Keywords: Regeneration, methods TENS, lactate degradation, methods NMES, electrical stimulation apparatus.

SOUHRN

Cílem této práce je zefektivnit zotavné procesy v kosterním svalstvu bezprostředně po zatížení submaximální intenzitou, a tak teoreticky rozšířit oblast rehabilitace ve sportu. Navržením a sestavením funkčního systému metod a přístroje pro regeneraci po sportovním výkonu, které by mělo sportovcům pomoci dosáhnout lepších sportovních výsledků. Zvláště takových sportovních výsledků, kdy doba mezi jednotlivými pokusy, rozběhy nebo rozplavbami nepostačuje k úplnému zotavení. Za tímto účelem jsme se seznámili s dosavadními postupy elektrické stimulace. Analýzou nervosvalových procesů vedoucích ke kontrakci kosterního svalu jsme dospěli k modelu stimulace, na jehož základě jsme si stanovili technické parametry přístroje. Přístroj jsme podle těchto parametrů navrhli a sestrojili. Konečným výsledkem naší práce je funkční přístroj elektrické stimulace, který byl certifikován a byla prověřena jeho nezávadnost, jako zdravotnická technika, která se smí používat v ČR, podle § 22 zákona č. 22/1997 Sb., o technických požadavcích na výrobky a zákona č. 123/2000 Sb., dále zákona č. 274/2003 Sb., o zdravotnických prostředcích. A na základě tohoto oprávnění jsme mohli přístroj použít při testování v klinické praxi.

Klíčová slova : Regenerace, metoda TENS, odbourávání laktátu, metoda NMES, přístroj elektrické stimulace.

Úvod

Z tohoto důvodu se moje práce týká urychlení a zefektivnění zotavných procesů zvané též jako regenerace. „Zotavení (regenerace) je biologický proces obnovy přechodného poklesu funkčních

schopností organismu. Často se termín regenerace používá ve smyslu urychlení zotavných procesů.

“(HAVLÍČKOVÁ, 2003) V průběhu zotavení dochází ke obnově energetických zdrojů, obnově narušené homeostáze organismu, především odstra-

nění acidózy vyvolané kyselinou mléčnou. „Obnova fosfátu -3 min., svalového glykogenu 10-46 h., odstranění LA při pasivním odpočinku až 2h., při aktivním odpočinku až 1 h.“ (HAVLÍČKOVÁ, 2003) Z toho vyplývá, že během soutěže není možné zregenerovat organismus sportovce na výchozí úroveň. Velmi často se stává, že doba mezi jednotlivými pokusy, rozběhy rozplavbami je nedostatečná, aby se neprojevila na sportovní výkonu. Účelem je zregenerovat ty procesy, který mají na výkon dominující vliv. Naši snahou bylo pomocí elektrické stimulace vstoupit do procesu zotavení na úrovni ovlivnění metabolismu svalové buňky.

Doposud se únavu jednotlivých svalů odstraňovala pomocí masáže nebo aktivním odpočinkem. Pokud nebudeme brát v úvahu nepovolené prostředky, jako dopink ve sportu. (MORI, 2004) se zabývaly vlivem únavy a její odstranění. Únavu jednotlivých svalů se snažily oddálit pomocí masáže. Po masáži se zvýšila teplota uvnitř svalů a pocit únavy se snížil. Zatímco odplavení kyseliny mléčné po cvičení se ukázalo jako méně účinné než aktivní pohyb. K podobným závěrům došli (MARTIN, 1998), kdy porovnávali pokles laktátu při aktivním a pasivním odpočinku a při masáži. Největší pokles laktátu byl po cvičení při aktivním odpočinku, při masáži byl nejvyšší.

Výhody aktivního odpočinku zde nahrazují stimulační impulsy, které udrží sval dostatečně prokrven. Přitom je méně energeticky náročný. Podle (NEDER, 2002) může pasivní elektrická stimulace specifických lokomočních svalů zlepšit jejich sílu a vytrvalost. Z energetické nenáročnosti metody NMES především z hlediska kardio vaskulárního systému, můžeme usoudit, že aktivní odpočinek je energeticky více náročný, než použití metody NMES a tak metoda NMES šetří makroenergetické substráty pro další sportovní výkon.

Podobné účinky jako masáž zde zastupuje metoda TENS, se silným analgetickým účinkem. Ten zapříčiní, že sval je schopen na další pobídky reagovat, bez toho aby cvičenec pociťoval bolest a proto je schopen vyvinout větší svalovou kontrakci.

V současné době se používá mnoho druhů elektrické stimulace v léčbě a rehabilitaci pacientů. Ke starším metodám patřila metoda léčby pomocí galvanického proudu. Zde se používal stejnosměrný proud, který měl za následek zvýšení průtoku krve a tak zvýšení látkové výměny. Účinky lze také spatřovat v tonizaci svalstva nebo v uvolnění. Aplikace je především u postižených se záněty šlach, vstřebání otoků a obrny. „Nevýhodou všech těchto metod bylo a je vysoká pravděpodobnost poleptání kůže a poškození okolní tkáně.“

(PODĚBRADSKÝ, 1998) Další nevýhodou je, že lidská tkáň nepropouští stejnosměrný proud dobře, především vazivové a tukové tkáně. Samotné

buněčné membrány mají 10^6 - 10^8 nižší vodivost, než ostatní tkáně.

(NAVRÁTIL, 2005) popisuje stimulaci pomocí stejnosměrného proudu.

- Trabertův proud monofázický má tyto charakteristiky: délka impulsu 2 ms, pauza 5 ms, perioda 7 ms, frekvence 143 Hz
- Diadynamické proudy, které objevil francouzský stomatolog Bernard 1929, mají charakteristiky: délka impulsu 10 ms, pauza 10 ms, frekvence 50 – 100 Hz. Udává je jako nadprahové a senzitivní s analgetickým účinkem. Nevýhodou jsou velmi nepříjemné pocity
- Ledovcův proud je monofázický, frekvence 100 Hz, periodou 10 ms, šířka impulsu 9 ms., intenzita je nadprahově senzitivní. Používá se pro bolesti pohybového aparátu.

V modernějších metodách se stále více používá k rehabilitaci střídavý proud. Tyto metody nahrazují diadynamické proudy. Minimalizujeme tak poleptání kůže a poškození okolní tkáně. „Elektrogymnastika amplitudově či frekvenčně modulovanými proudy užívanými k TENS je u řady pacientů daleko lépe vnímána nežli stimulace Kotzovými proudy či Bernardovy diadynamickými proudy.“ (NAVRÁTIL, 2005)

Metoda TENS (Transcutaneous electrical nerve stimulation)

Tato stimulace je charakteristická, že stimuluje nervová zakončení přes kůži. Proto tuto stimulaci nazýváme povrchovou. První přístroj TENS byl patentován v roce 1974. Její kořeny nacházíme v 70. až 80. letech tohoto století. Přeměna původně invazivní metody, kdy pro zavedení stimulačních elektrod byl nutný chirurgický zákrok, v metodu neinvazivní, aplikovatelnou povrchovými elektrodami vedla k rozšíření do široké ambulantní praxe oborů participujících na terapii bolesti. S pomocí TENS můžeme stejně dobře stimulovat neinnervovaná svalová vlákna jako potlačovat bolest.

TENS je metoda elektrické stimulace s cílem úlevy od bolesti pomocí specifického podráždění senzoru nervu. (vrátková teorie). Podle zahraniční literatury se nazývá Point Gate mechanismus. „Když aktivujeme β sensorových vláken tak snižujeme citlivost C vláken přes spinální vedení do vyšších center. Frekvence 90 -130 Hz není jednotná pro všechny pacienty, ale je dostačující k pokrytí většiny individualit.“ (WALSH, 1996)

Další mechanismus úlevy od bolesti je popisován teorií Endogenous Opioid Systém (EOS). „Který je alternativou stimulace δ vláken (2 - 5 Hz), protože způsobí vyplavení endogenních opiátů (acetyl cholin) a tak snižuje aktivitu senzorů.“ (WALSH, 1996)

Využití obou metod používáme ve speciální stimulaci pomocí tzv. Burst, kdy obálka stimuluje δ

vlákna (EOG) a výplň impulsů frekvenci kolem 100 Hz stimuluje β vlákna (PGM). „Tato metoda se zdá nejefektivnější k dosažení úlevy od bolesti.“ (WALSH, 1996)

Výhoda u této techniky oproti používání tišících medikamentů a léků spočívá, že je neinvazní. Nejběžnější komplikace jsou reakce na alergie povrchových elektrod použitého vodícího gelu přidržující elektrodu v kontaktu s kůží. Podle (NAVRÁTIL, 2005) postihuje jen 2-3 % pacientů. Používá se pro stimulaci malý proud asi kolem 80 mA, což bývá postačující k depolarizaci membrán svalového vlákna u cílového svalu.

Metody TENS používané v praxi

Tvary impulsů, kterými se stimulují svaly mají různý tvar. Podle tvarů těchto signálů lze metodu TENS dále členit na stimulaci elektrickým signálem symetrickým, alternujícím a asymetrickým. Nejvýhodnější ze všech těchto signálů je signál asymetrický. Spojuje totiž výhody léčby jak pomocí stejnosměrného proudu, tak pomocí střídavého proudu.

Parametry asymetrického signálu podle (NAVRÁTIL, 2005).

- Frekvence: 50 – 300 Hz
- Délka impulsu: 70 – 300 μ s
- Intenzita: nadprahově senzitivní
- Doba aplikace: 20 – 60 min

Výhodou je dobrá tolerance pacientům. Nevýhodou asymetrických impulsů je, že se tkáň adaptuje. Proto je nutné zvyšovat intenzitu impulsu. Podle Navrátila (2005) k trvalému tetanickému stahu dochází při frekvenci nad 30 Hz. Obecně není potřeba používat prodloužené impulsy k řízení nervové depolarizace. Proto je stimulace kratší jak 1ms dostačující.

Podle (WALSH, 1996) je členění metod TENS následované.

1. Tradiční metoda TENS

Obyčejně tato metoda používá poměrně vysokou frekvenci (90 – 130 Hz) se šířkou pulsu kolem 100 μ s. Stimulace je prováděna intenzitou, která není pro pacienta nepříjemná v trvání 30 minut, ale může být podávána tak dlouho, jak je potřeba. K úlevě od bolesti dochází až po vypnutí přístroje „carry over“.

2. Akupunkturní TENS

Používá frekvenční stimulaci (2 – 5 Hz) se šířkou impulsu 200 – 250 μ s. Intenzita je však větší než u tradiční metody TENS avšak ne přes práh bolesti pacienta. Délka stimulace je 30 min a pacient má pocit uvolnění.

3. Krátká intenzivní TENS

Tato metoda se používá k dosažení rychlého ústupu bolesti, ale pro některé pacienty může být silná stimulace příliš intenzivní. Plní frekvence je 90 – 130 Hz, se šířkou impulsu 200 μ s a proud je nastaven na hranici, kdy pacient ztrácí toleranci k léčbě. Dál už nelze intenzitu

zvyšovat. Délka stimulace je navrhována kolem 15 – 30 min.

4. Metoda s využitím Burst

Využití obou metod používáme ve speciální stimulaci pomocí tzv. Burst. Kdy obálka stimuluje δ vlákna (EOG) a výplň impulsů frekvenci kolem 100 Hz stimuluje β vlákna (PGM). Tato metoda se zdá nejefektivnější k dosažení úlevy od bolesti. Metody s větší frekvencí jsou mnohem lépe přijímány pacienty. Používá se k obnově svalových napětí, nebo k léčbě ochablého svalstva po větších operacích a spastických obrnách. Frekvence – 100 Hz, délka „burstu“ 10 – 100 μ s a čím je menší, tím lépe. Intenzita je nad hranicí tolerance. Výhodou je největší analgetický účinek a žádná adaptace tkání. Nevýhody tlumí jakoukoli bolest zkracuje diagnostiku.

5. Metoda TENS surfe

Oblíbená je metoda TENS surfe, která vyvolává příjemné kontrakce - impulsy 100 – 500 μ s o frekvenci 50 Hz. Surge TENS (vlnový, rázový, amplitudově modulovaný) - série impulsů s plynulým zvyšováním a snižováním intenzity pulsů a s volitelnou délkou pauzy mezi jednotlivými sériemi. U některých přístrojů můžeme nastavovat v procentech ještě tzv. "obálku" (1-100 %), která určuje strmost vzestupu a poklesu intenzity. Obálka 1% znamená zvýšení (a následný pokles) intenzity skokem „TENS burst“, obálka 100 % znamená harmonické zvyšování (a pokles) po celé trvání série

6. Metoda LF TENS (low frequency) (NAVRÁTIL, 2005)

Kde je frekvence 1 až 10 Hz, a délka impulsu 100-300 μ s. Používá se především pro akupunkturní TENS. Metodu LF TENS lze využít při elektrodiagnostice především při vyšetření chromaxie a reobáze.

7. Středně frekvenční střídavé proudy (NAVRÁTIL, 2005)

Mají různé tvary (lichoběžník, trojúhelník, čtverec). Stejnosměrná složka je nulová a nedochází k narušení pokožky. Je dobře tolerována pacientem. Zvláštním tipem jsou interferenční proudy, které působí ve dvou středně frekvenčních kmitočtech sinusového průběhu o nestejných frekvencích. V místě interference vzniká nízkofrekvenční proud.

Metoda NMES (neuromuscular stimulation therapy)

Tento typ stimulace je charakteristický nízkou voltáží stimulace za účelem svalové kontrakce. NMES se odlišuje od TENS tím, že stimulujeme motorické nervy, zatímco TENS je konstruován pro stimulaci nervových zakončení vedoucí k potlačení akutní bolesti.

Nejvíce se používá jako prevence nebo zpomalení atrofie, zkrácení svalů, ochabnutí svalů po ortopedických chirurgických zákrocích, transplantacích a na redukcí svalového spasmu, také k zvýšení fyzické síly. (PAILLARD, 2008) uvádí, že trénink pomocí NMES může rozdělit na dva typy. Pro zvýšení maximální síly, kdy objekt byl stimulován 80 Hz po 15 minut a pro zvýšení silové vytrvalosti, kdy objekt byl stimulován 25 Hz po 60 minut. Zajímavé je, že výška vertikálního výskoku se zlepšila u obou druhů stimulací. Pomocí NMES je možné zvyšovat svalovou sílu bez zhoršení ukazatelů maximální svalové síly.

Pokusy (HERRERO, 2006) ukazují, že samotná metoda NMES vede ke zvyšování maximální síly a k hypertrofii svalové tkáně, nicméně samotná metoda je málo progresivní na zvýšení skokanských sprinterských schopností. Účinější se zdají být klasické plyometrické metody. (KOCAMAN, 2007) dospěl k závěru, že tréninkem NMES lze zvětšit průměr svalu, který odměřovali na počítačovém tomografu.

Ruská svalová stimulace je zvláštním tipem NMES a je navržena ke stimulaci motorických nervů. Používá se frekvence 2500 Hz, což dovoluje hlubší proniknutí do svalu a silnější kontrakci.

FES (Funkční elektrická stimulace)

Dalšími metody v rehabilitaci je metoda FES, která se používá po úrazu pacienta. U většiny případů nedochází k úplnému uzdravení a tak je pacient odkázán k paralýze atrofií svalů a to má vliv na jeho kvalitu života. Cílem této metody je zvyšování síly nebo řízení motoriky svalů. Princip metody spočívá v depolarizaci nervových vláken (nebo přímo svalových vláken) elektrickým proudem.

Cíl

Zefektivnit zotavné procesy v kosterním svalstvu bezprostředně po zatížení submaximální intenzitou, a tak teoreticky rozšířit oblast rehabilitace ve sportu. Navržením a sestavením funkčního systému metod a přístroje pro regenerace po sportovním výkonu, které by mělo sportovcům pomoci dosáhnout lepších sportovních výsledků. Zvláště takových sportovních výsledků, kdy doba mezi jednotlivými pokusy, rozběhy nebo rozplavbami nepostačuje k úplnému zotavení.

Konečným výsledkem naší práce je funkční přístroj elektrické stimulace, který byl certifikován a byla prověřena jeho nezávadnost, jako zdravotnická technika, která se smí používat v ČR, podle § 22 zákona č. 22/1997 Sb., o technických požadavcích na výrobky a zákona č. 123/2000 Sb., dále zákona č. 274/2003 Sb., o zdravotnických prostředcích.

Na základě takto obecně formulovaného cíle jsme si stanovili tyto dílčí cíle:

- Analýza faktorů způsobující svalovou únavu
- Hledání způsobu ovlivnění procesu zotavení na úrovni metabolismu svalové buňky
- Analýza nervosvalových procesů vedoucí ke kontrakci kosterního svalu
- Studium problematiky ES a zvolení progresivní metody stimulace
- Nalezení optimálního poměru frekvence, amplitudou a délky impulsů pro regenerační účely
- Sestavení algoritmu sady impulsů pro stimulaci
- Návrh a konstrukce přístroje pro stimulaci
- Atestace nového přístroje pro používání v klinické praxi

Modely nervosvalových procesů

Model nervosvalových procesů můžeme rozdělit z fyziologického hlediska na čtyři podsystémy, z nichž každý odpovídá konkrétní fyziologické funkci.

- Depolarizační model (Transverzální Tubulus)
- Neurální model
- Dynamika uvolňování a obnovování Ca^{2+} iontu z SR
- Model kontraktilní dynamiky

Depolarizační model

Membrána obklopující svalová vlákna, sarkolema vytváří transversální tubulus, který zasahuje hluboko do svalu. Hlavní funkcí transversálního tubulu je přenést akční potenciál do vnitřních oblastí kontraktilního aparátu svalu. Změna akčního potenciálu způsobuje depolarizaci membrány, jejímž následkem je uvolnění iontu vápníku Ca^{2+} ze sarkoplazmatického retikula.

Každé podráždění způsobuje změnu propustnosti membrány. „Buňky živých organismů jsou ohraničeny plazmatickou membránou, která zajišťuje integritu samotné buňky, tj., že drží tvar a udržuje uvnitř buňky intracelulární prostředí. Je tvořena především lipidy jako fosfatidycholin“ (TROJAN, 2003) Ne pro všechny látky a ionty je plazmatická membrána stejně propustná. Proto se vytváří na membráně tzv. klidový membránový potenciál. „Ionty které jsou obsaženy uvnitř buňky kosterního svalu jako Na^+ –12 mmol/l, K^+ –155 mmol/l, proteinové anionty–155mmol/l způsobí, že elektrický potenciál uvnitř buňky je mínus 90 mV.“ (TROJAN, 2003) Změna tohoto klidového membránového potenciálu může být způsobena změnou koncentrace iontů uvnitř buňky. Podle Giblsovi Donnanovi teorii o rovnováze iontů na membráně.

Transport iontů do buňky a ven probíhá mnoha způsoby. Nejednoduší způsob je prostá difúze.

Látky rozpustné v tucích snadno pronikají lipidovou vrstvou membrány. Pro ionty existují iontové kanály. Jsou tvořeny proteinem, které umožňují transport iontů (malé molekuly) dovnitř a ven z buňky. „Tyto kanály jsou stále otevřené a selekce je prováděna velikostí kanálu. Pro Na^+ 0,5 nm pro K^+ 0,3 nm.“ (TROJAN, 2003) „Preventivní změny K^+ ve svalových vláknech při depolarizaci složí jako ochranný mechanismus pro zmenšení škodlivých účinků.“ (POSTERINO, 2003)

Kanály ovlivňují změnu propustnosti na membráně a tím i elektrický potenciál uvnitř buňky. Tyto kanály jsou ovládány elektrickým polem. Kanál se otevírá a do buňky se hrnou ionty Na^+ . Okamžitě se rychle zvyšuje elektrický potenciál uvnitř. Tento stav trvá jen desetisícinu sekundy a říkáme mu DEPOLARIZACE. „Z literatury se dovídáme, že aktivace svalu je zapříčiněna únikem K^+ do extrabuněčného prostoru. V klidu buňka obsahuje K^+ 160 mM a extrabuněčně 4 mM. Akční potenciál způsobí tok draslíkových iontů tak, že extrabuněčně se zvýší K^+ na 10 mM.“ (CLANTON, 1999) Pak se inaktivní záklopka kanálu zavírá, protože elektrický potenciál dosáhl + 35 mV. Tato záklopka zůstane tak dlouho zavřená, dokud sodíkodraslíková pumpa nevyrovná rovnovážný potenciál na - 90 mV. Tento stav nazýváme REPOLARIZACE. Otevírání kanálu a následné zavření snadno můžeme připodobnit principu hradel v impulsové technice. Řídicímu elektrickému signálu, který je schopen tyto kanály otevřít nazýváme akční potenciál AP.

Neurální model

Iontové kanály můžeme řídit i chemicky, ale to je zvláštní případ při přenosu akčního potenciálu z axonu (nemyelizovaný periferní výběžek neuronu) na svalové vlákno. „Oblast dotyku axonu a svalové ho vlákna je nervosvalová ploténka. Je to oblast, kdy se axon dále dělí na telodendria zařezávající se do svalového vlákna. Jedna vezikula má okolo 400 molekul acetylcholinu.“ (SIBERNAGL, 1993) Jednotlivá kvanta se uvolňují spontánně, což ale nepostačí podráždění svalu. Akční potenciál z motoneuronu otevírá vezikuly s mediátorem a tak se vyplaví synchroně několik kvant acetylcholinu. Ty se naváží v postsynaptické membráně na acetylcholinové receptory. Navázání mediátoru na receptor způsobí otevření kanálu pro sodné ionty a vyvolá tak vznik akčního potenciálu svalové buňky. Akční potenciál se šíří po celé svalové buňce a Transverzální tubuly odvádí AP do hlubších struktur buňky. To způsobí, že sarkoplazmatická retikula jsou aktivována najednou. Sarkoplazmatická retikula je vlastně cisterna Ca^{2+} iontů, bez nějakého spojení s intracelulárním nebo extracelulárním prostorem. Nazýváme je též longitudinální tubuly.

Aktivací sarkoplazmatického retikula se vyplaví Ca^{2+} ionty, vážící se na troponin. „Velmi

významnou roli zde hrají ionty Cl^- ve vzrušivosti. Pokud Cl^- polarizuje okolí membrány v sarkoplazmatickém a v T systému zvýší extracelulární K^+ . (DUKE, 2001)

Asi po jedné sekundě jsou ionty Ca^{2+} pumpovány zpět do sarkoplazmatického retikula. „Nezbytnou součástí zotavovacího procesu je pumpování Ca^{2+} zpět do sarkoplazmatického retikula pomocí ATP – pumpy.“ (ALLEN, 1993) Zde budou uskladněny do příchodu dalšího AP. Acetylcholin se odbourává enzymem acetylcholinesteráza. Vzhledem k tomu, že frekvence akčních potenciálů může na motoneuronech dosahovat několik set Hz, musí být štěpení Ach na motorické ploténce ukončeno během několika milisekund, aby byla umožněna depolarizace mezi dvěma akčními potenciály.

Dynamika uvolňování a obnovování Ca^{2+} iontu z SR

Ionty vápníku Ca^{2+} hrají klíčovou roli v kontrakčním svalovém aparátu. Tuto dynamiku bral dosud v úvahu jen malý počet navržených modelů a to i přesto, že byla subjektem mnoha výzkumu v biofyzikální oblasti.

„Známe tři faktory limitující uvolnění Ca^{2+} .

1) jestliže T – systém stimuluje malý akční potenciál

2) když je vysoký stupeň inhibitoru zpomalující uvolnění

3) když klesne zásoba Ca^{2+} pod určitou hladinu.“ (POSTERINO, 1998)

Jediným zdrojem a příjemcem Ca^{2+} iontu ve svalu je sarkoplazmatické retikulum. „Sarkoplazmatické retikulum je obvykle vytížené jen z 25 % maximální kapacity u rychlých svalových vláken, ale ze 70 % nebo i větší u pomalých vláken. Nepříznivé metabolické produkty napomáhají k relativně nízké úrovni vytíženosti sarkoplazmatického retikula u rychlých svalových vláken a následně nízká koncentrace volného Ca^{2+} .“ (GILCHRIST, 1992) Změna akčního potenciálu způsobí depolarizaci membrány a ze sarkoplazmatického retikula se začnou uvolňovat ionty Ca^{2+} do prostoru mezi myofibrilami. „Množství uvolněného Ca^{2+} obsažených uvnitř svalových vláken je hlavním důvodem únavy. Celková koncentrace Ca^{2+} v odpočatém svalu obsažených u obou druhů svalových vláken (rychlých a pomalých) je 1,1 mmol/kg.“ (FRYER, 1995)

Dynamika uvolňování a obnovování Ca^{2+} iontu z SR lze rozdělit do tří kroků:

1. Změna akčního potenciálu je pomocí transverzálního tubulu T, přenesena přes

spojení T-SR do sarkoplazmatického retikula.

2. Depolarizací membrány sarkoplazmatického retikula se začnou uvolňovat ionty vápníku Ca^{2+} do prostoru mezi myofibrilami.

3. Iontová puma přečerpává vápníkové ionty Ca^{2+} zpět do sarkoplazmatického retikula.

Ionty vápníku Ca^{2+} hrají klíčovou roli v kontrakčním svalovém aparátu a jejich funkce je pro všechny tři druhy svalu stejná. Tuto dynamiku bral dosud v úvahu jen malý počet navržených modelů a to i přesto, že byla subjektem mnoha výzkumu v biofyzikální oblasti. Jediným zdrojem a příjemcem Ca^{2+} iontu ve svalu je sarkoplazmatické retikulum. Změna akčního potenciálu způsobí depolarizaci membrány a ze sarkoplazmatického se začnou uvolňovat ionty do prostoru mezi myofibrilami.

Model kontraktlní dynamiky

Sval vykonává práci tím, že pomocí chemických vazeb navazuje hlavice myozinu na aktin. Tyto hlavice jsou posouvány jedním směrem za spotřebování energie, která se tvoří štěpením ATP-ázy. Soubor těchto vazeb a její následné posunutí se ve výsledku projeví natažením nebo zkrácením svalu. Tuto teorii popsal Huxley v tzv. Sliding filament theory. Součet můstků myozinu a aktinu určuje sílu jednoho svalového vlákna. Počet můstku je dán polohou myozinu a aktinu v jedné sarkomeře. Ve svalu je chemická energie ATP přeměňována na energii mechanickou. „Svalová buňka je vlákno dlouhé asi 20 cm a široké 10 – 100 μm a ta je uspořádána do svazků vláken, tvořících jednotlivé svaly.“ (TROJAN, 2003) Jedno svalové vlákno obsahuje několik set myofibril. To je uspořádáno myozinovými a aktiniovými filamenty. Molekula myozinu obsahuje dvoudílnou hlavici kloubovitě spojenou s krčkem a to umožňuje vazbu myozinu na aktin se vzájemným posuvem filament. Aktin je bílkovinná molekula (400 molekul) tvořící řetězec jako šňůrka z perel spirálovitě stočených do sebe. Tropomyozin ovívá aktiniové filamentum s molekulou troponinu. Troponin řídí tvoření můstků v závislosti, jak je saturován Ca^{2+} ionty.

Ca^{2+} ionty jsou uskladněné už ve výše zmíněných longitudinálních tubulech sarkoplazmatického retikula. Koncentrace Ca^{2+} se v buňce zvýší 1000 krát. Navázání Ca^{2+} na troponin způsobí, že tropomyozin ztratí inhibiční vliv na spojení aktinu a myozinu. Prakticky dojde k tomu, že troponin změní svoji prostorovou konfiguraci a umožní tropomyozinu zanořit se do vláken aktinu a tak odkrýt aktivní místa aktinu. Po těchto aktivních místech se natahují hlavy myozinu vytváří spolu vazby. Okamžité odčerpání iontů zpět do longitudinálních tubulů spotřebuje jednu molekulu ATP na aktivní transport dvou iontů Ca^{2+} .

Obě hlavy myozinu váží jednu molekulu ATP a v takovéto pozici je úhel krčku – hlavice 90° . Aktin aktivuje ATP uzlu myozinové hlavice a dochází k štěpení ATP na ADP za přítomnosti Mg (hořčík). Z této štěpné reakce se uvolní anorganický fosfát, který zapříčiní nastavení hlavice myozinu vůči

krčku na 50° . Dochází tedy k posunu o 40° . Odevzdání ADP uvede myozinové hlavy do konečné polohy 45° . Znovu nastavenou vazbou hlavice ATP změkčí vazbu a dojde k znovu narovnání hlavice ze 45° na 90° . Jeli stále velká intracelulární koncentrace Ca^{2+} iontů (frekvenci a velikosti AP) začíná celý cyklus znova.

„Síla svalu závisí na součtu takto zapojených svalových vláken. Odstupňování síly se řeší rozdílným nábořem motorických jednotek.“ (ROKYTA, 2000) Odstupňování síly ve svalu řeší rozdílným nábořem. To znamená, že je pokaždé rekrutace svalových vláken rozdílná. α motoneuron rekrutuje motorické jednotky. Motorické jednotka je určité uskupení svalových vláken. Každý sval má rozdílný počet motorických vláken. Množství motorických vláken určuje jemnost pohybu. Zajímavá je struktura motorické jednotky ve svalu. Ve svalu dochází k promíchanosti motorických jednotek napříč celým svalem. 500 – 200 těsně u sebe svalových vláken zaujímá oblast 2 nm a průměr vlákna je kolem 50 μm . Vše je podřízeno funkčnosti a efektivnosti pohybu. Motorické jednotky také rozdělujeme podle toho, jestli ovládají svalová vlákna rychlá (vlákna FG), pomalá (červená vlákna SO) nebo červenoglykolitická FOG.

Hledání optimálních parametrů přístroje pro stimulaci

Proud řídí kanály, které ovlivňují změnu propustnosti na membráně a tím i elektrický potenciál uvnitř buňky. Tyto kanály jsou ovládány elektrickým polem. Kanál se otevírá a do buňky se hrnou Na^+ . Okamžitě se rychle zvyšuje elektrický potenciál uvnitř. Tento stav trvá jen desetiřícinu sekundy a říkáme mu DEPOLARIZACE. Pak se inaktivní záklopka kanálu zavírá, protože elektrický potenciál dosáhl + 35 mV. Tato záklopka zůstane tak dlouho zavřená, dokud sodíkodraslíková pumpa nevyrovná rovnovážný potenciál -90 mV. Tento stav nazýváme REPOLARIZACE. Otevírání kanálu a následné zavření snadno můžeme připodobnit principu hradel v impulsové technice.

Řídícímu elektrickému signálu, který je schopen tyto kanály otevřít nazýváme akční potenciál APOD. Jestliže chceme změnit rovnovážný stav, tak se musí změnit rovnovážný potenciál -90 mV na +20 mV. To je dohromady o 110 mV.

Abychom toto splnili, museli jsme zároveň vyhovět požadavkům České technické normy ČSN EN 60601-2-10 ze srpna 2001 týkající se zdravotnických elektrických přístrojů a především částí 2-10, kde se rozebírají zvláštní požadavky bezpečnost nervových a svalových stimulatorů.

Účinky elektrického proudu na lidský organismus silně závisí na cestě, kterou proud tělem prochází. Nepříznivá je cesta, která vede přes životně nejdůležitější orgány (srdce, plíce). Zvláště

nebezpečný je dvoupólový dotyk. Přechodový odpor v tomto obvodu bývá malý a tedy procházející proud značný. Mezi dvěma končetinami (paže) je odpor mezi levou a pravou rukou při 50 V větší než 10 k Ω a při 220 V je to 5 k Ω . V našem případě se jedná o dvojpólový dotyk, kdy proud neprochází přes životně důležité orgány, protože odpor těla a přechodový odpor země je kolem 0,3 M Ω a odpor pokožky Rp1 je 10 k Ω .

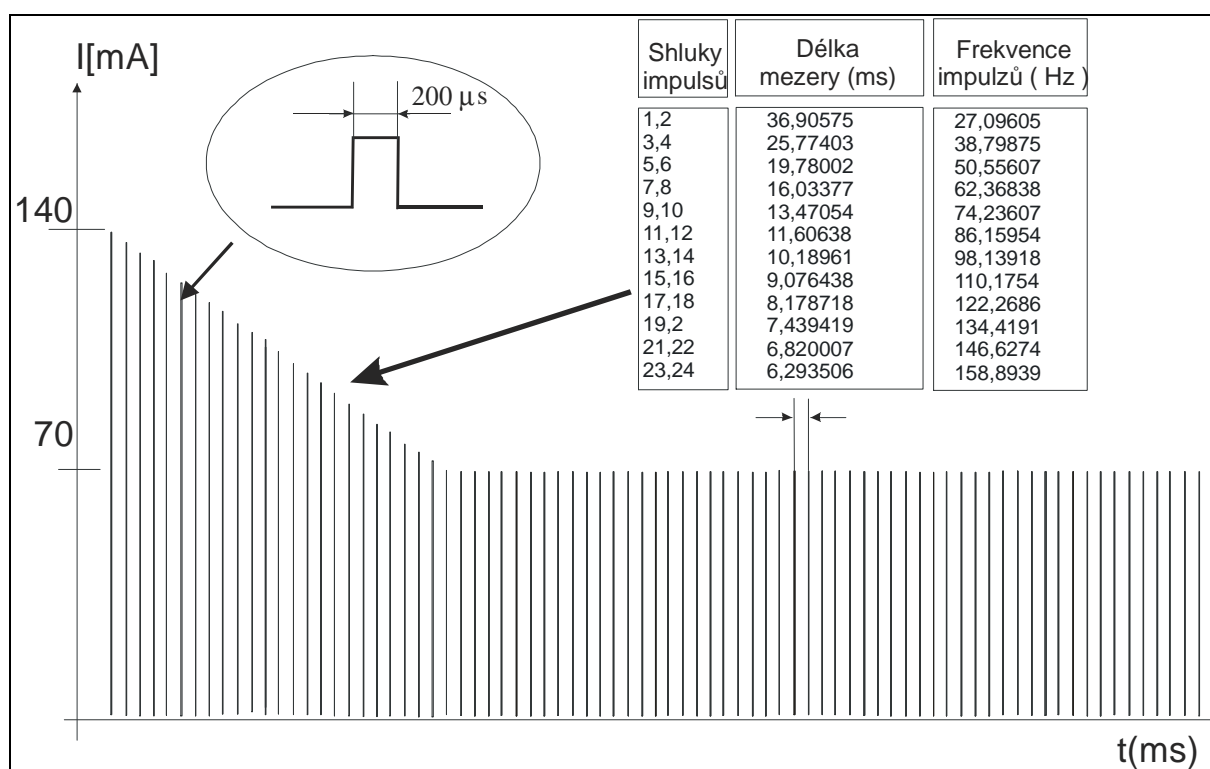
Podle české technické normy EN 60601-2-10 je tento proud přípustný do 50 mA při frekvenci do 400 Hz.

Dále je v normách EN 60601-2-10 stanoveno, že přístroj musí být typu BF, aby nedošlo při poruše přístroje k zásahu elektrickým proudem ze sítě

Přístroj pro rehabilitaci sportovců po sportovním výkonu je univerzální. V tom smyslu, že pro obsluhující personál je velmi těžké najít, nastavit frekvenci a délku jednotlivých impulsů tak,

aby na každého sportovce působil sled impulsu o optimální frekvenci a délce impulsu. Je to způsobeno fyziologickou, morfologickou a anatomickou různorodostí lidského organismu.

Proto jsme se rozhodli sportovcům poskytnout speciální set impulsů, který v maximální možné míře pokryje nároky výše popsané. To znamená, že každému sportovci bude poskytnuta celá škála impulsů o proměnné délce a frekvenci. Tento set obsahuje jak stimulační impulsy (metoda NMES), abychom docílily práci svalů a tím žádoucí efekt na prokrvení a odplavení laktátu (náhrada aktivního odpočinku), tak myorelaxační impulsy (metoda TENS s anestetickými účinky). Myorelaxační i stimulační impulsy nejsou prezentovány jednou frekvencí, jak už jsme napsali, ale celým setem, aby organismus mohl reagovat na frekvenci, která mu je individuálně nejefektivnější.



Obrázek 1. Návrh shluku impulsů (1-24)

Figure 1. A pulse burst proposal (1-24)

„Jestli použijeme příliš krátký impuls, pak nelze ani při maximální intenzitě (obvyklejše okolo 140 mA) dosáhnout nadprahové senzitivní účinky. Když je příliš dlouhý, pak si pacient stěžuje na pálení.“ (NAVRÁTIL, 2005) „Nový experiment byl navržen k testování vlivu ADP na maximální rychlost zkrácení u rychlých vláken. Zkontrolován byl z důvodů, že ADP se nemůže měřit standardními biochemickými metodami, protože ADP je vázán na proteiny, které jsou metabolicky nečinné. Nejdrív se max. rychlost zkrácení svalu měřila při stimulaci krátkými impulsy 400 ms, pak

dlouhými impulsy. Předpokládalo se, že bude limitován buffering PCr a ADP bude akumulováno více v dlouhém tetanu. Při dlouhém tetanu byla maximální rychlost markantně pomalejší než u krátkého tetanu.“ (WESTERBLAD, 1997).

Optimální jsou impulsy o délce 200 μ s, které jsme zvolili. Další otázkou bylo nalezení optimálního poměru myorelaxačních a stimulačních impulsů. Pokud bychom použily jenom stimulační impulsy (metoda NMES), tak by byla rehabilitační terapie pro sportovce bolestivá a nepříjemná. Hrozilo by, že místo ústupu únavy by bylo

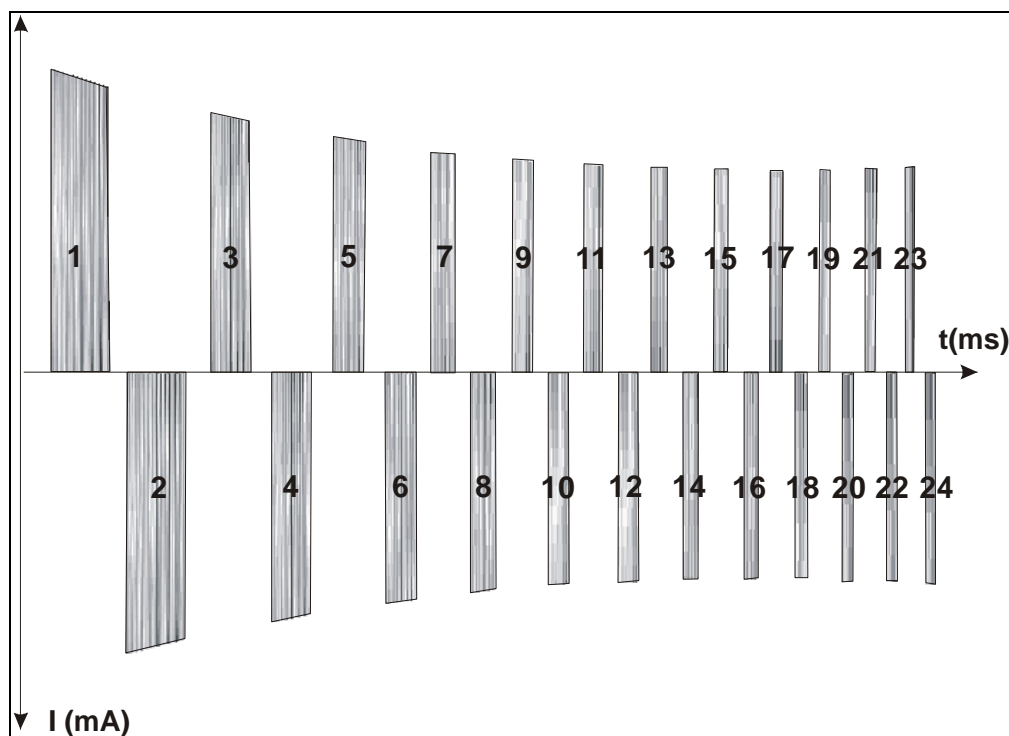
dosaženo pravého opaku. Proto je nezbytné mezi stimulační impulsy zahrnout myorelaxační impulsy, tak aby se terapie stala příjemnou a přitom účinnou. Nalezli jsme poměr 7 myorelaxačních ku 4 stimulačním. Jedna terapie trvá 5 minut. Během této doby byl subjekt stimulován sledem impulsů (setem), který se cyklicky opakuje. Celý set obsahuje 12 kladných a 12 záporných „shluků impulsů“. Použití jak kladných, tak záporných „shluků impulsů“ je nezbytné, protože stejnosměrná složka způsobuje na kůži sportovce v místě dotyku popálení (zarudnutí pokožky), které by po opakovaných terapiích mohlo být velmi bolestivé.

Každý „shluk impulsů“ obsahuje 77 impulsů. Jednotlivý impuls má délku 200 μ s. Vzhledem k tomu, že délka mezi impulsy v každém „shluku impulsů“ je různá, tak i délka každého „shluku impulsů“ je odlišná.

V celém setu jsou shluky impulsů očíslovány. Lichá čísla odpovídají kladným impulsům. Sudá čísla odpovídají záporným impulsům. Frekvenčně

jsou 1 a 2, 3 a 4, 5 a 6, 7 a 8, 9 a 10, 11 a 12, 13 a 14, 15 a 16, 17 a 18, 19 a 20, 21 a 22, 23 a 24 identické.

Shluk impulsů očíslovan 1 až 8 jsou zástupcem metody NMES a mají za úkol udržet úplnou kontrakci svalů, aby docházelo k prokrvení svalů. Metoda NMES by měla imitovat dosavadní metody regenerace, jako probíhají při aktivním odpočinku. Výhody aktivního odpočinku zde nahrazují stimulační impulsy, které udrží sval dostatečně prokrven. Přitom je méně energeticky náročný. Podle (NEDER, 2002) může pasivní elektrická stimulace specifických lokomočních svalů zlepšit jejich sílu a vytrvalost. Z energetické nenáročnosti metody NMES především z hlediska kardiovaskulárního systému, můžeme usoudit, že aktivní odpočinek je energeticky více náročný, než použití metody NMES a tak metoda NMES šetří makroenergetické substráty pro další sportovní výkon.



Obrázek 2. Návrh celého cyklu setu shluku impulsů (1-24)

Figure 2. A complete cycle set proposal of pulse burst (1-24)

Smyslem metody NMES není jen lepší prokrvení svalů, ale i odplavení laktátu. Shluky 5 až 8 mají frekvenci 50 – 60 Hz a vyvolávají velmi příjemné kontrakce na zklidnění organismu. „Odplavení laktátu má pozitivní dopad na zotavné procesy, protože laktát inhibuje citlivost Ca^{2+} ATP pumpy.“ (FINK, 1983)

Shluky impulsů očíslovaných 9 až 16 jsou tradiční, používaných metodou TENS. Vykazují vysoký analgetický účinek a považují se za frekvenční optimum. K úlevě od bolesti dochází až

po stimulaci svalstva a navozují pocit uvolnění. Tato metoda TENS má podobné účinky jako masáž. Masáž zde zastupuje metoda TENS, se silným analgetickým účinkem. Ten zapříčiní, že sval je schopen na další pobídky reagovat, bez toho aby cvičenec pociťoval bolest a proto je schopen vyvinout větší kontrakci. Jak vyplývá z kapitol o vrátkové a humorální teorii bolesti, TENS účinkuje na principu blokády fyziologických mechanismů nocicepce na nejrůznějších etážích nervového systému. Tuto blokádu bychom mohli označit za

excitační, jelikož je u obou zmiňovaných mechanismů založena na selektivní excitaci buď A-beta nebo A-delta a C vláken periferního nervu. „Proto je výhodné pro dosažení blokády excitací používat jako diferentní elektrodu katodu. Toto vyplývá z obecných Pflügerových pravidel, která říkají, že katoda (při zapojení proudového okruhu) je dráždivější jako anoda. Pflügerovo pravidlo ovšem také dodává, že tento efekt je jen dočasný a po jisté době vede k poklesu dráždivosti pod katodou označovanému jako katodická deprese.

Tabulka 1 . Navržené parametry stimulace

Table 1 . Proposed parameters of stimulation

SHLUK IMPULSŮ (kladná i záporná polar.)					POMĚRY SHLUKU IMPULSŮ		POMĚRY IMPULSŮ VE SHLUKU				ÚČINKY	
SHLUK (kladná polarita)	SHLUK (záporná polarita)	FREKVECE SHLUKU IMPULSŮ záporný (Hz)	FREKVECE SHLUKU IMPULSŮ kladný (Hz)	DĚLKA SHLUKU IMPULSŮ při 77 ms	MEZERY MEZI SHLUKY IMPULSŮ (Hz)	MEZERY MEZI SHLUKY IMPULSŮ (ms)	SUMA DĚLKY IMPULSŮ při 77ms	ODPOČET DĚLKY IMPULSŮ při 77 ms	DĚLKA MEZERY MEZI IMPULSY 77 (ms)	DĚLKA MEZERY MEZI IMPULSY 77(Hz)	účinky	druhy stimulací
1			0,35	2857,143	1,10	909,09	15,4	2841,74	36,90575	27,09605	vlnitý	
	2	0,35			1,10	909,09						
3			0,50	2000,000	1,10	909,09	15,4	1984,60	25,77403	38,79875		
	4	0,50			1,10	909,09					stimulační	TEN S surge
5			0,65	1538,462	1,10	909,09	15,4	1523,06	19,78002	50,55607		
	6	0,65			1,35	740,74						
7			0,80	1250,000	1,35	740,74	15,4	1234,60	16,03377	62,36838		
	8	0,80			1,35	740,74						
9			0,95	1052,632	1,35	740,74	15,4	1037,23	13,47054	74,23607		
	10	0,95			1,35	740,74					myorelaxační	PGM krátká
11			1,10	909,091	1,50	666,67	15,4	893,69	11,60638	86,15954		
	12	1,10			1,50	666,67						
13			1,25	800,000	1,50	666,67	15,4	784,60	10,18961	98,13918		
	14	1,25			1,50	666,67						
15			1,40	714,286	1,50	666,67	15,4	698,89	9,076438	110,1754		
	16	1,40			1,65	606,06						
17			1,55	645,161	1,65	606,06	15,4	629,76	8,178718	122,2686		
	18	1,55			1,65	606,06						
19			1,70	588,235	1,65	606,06	15,4	572,84	7,439419	134,4191		
	20	1,70			1,65	606,06						
21			1,85	540,541	1,90	526,32	15,4	525,14	6,820007	146,6274		
	22	1,85			1,90	526,32						
23			2,00	500,000	1,90	526,32	15,4	484,60	6,293506	158,8939		
	24	2,00			1,90	526,32						

Intenzita signálu : Vodivost membrán je $10^6 - 10^8$ nižší než okolí. Vazivové tkáně a tukové tkáně nepropouští stejnosměrný proud. Dobrymi vodiči jsou krev, mozkomíšní mok, svaly. Nedostatek kyslíku vede k vzestupu odporu. Tkáň má obecně menší odpor (větší vodivost), čím má více elektrolytů. Odpor suché pokožky – tzv. plošný odpor – $200 \Omega m^{-2}$. Tkáň se chová jako vodiče II. řádu. Se zvětšující se frekvencí klesá odpor buněčných membrán. Buněčné membrány se chovají jako biologické kondenzátory. Kapacitance klesá s rostoucí frekvencí. Maximální hodnota proudové špičky dosahuje hodnoty 212 mA. Tomu odpovídající efektivní hodnota proudu je 4, 8 mA, což splňuje ČSN EN 60601-2-10. Proud je možné nastavit otočným potenciometrem, jak předepisuje norma. Napětí lze stupňovitě měnit až do maximálního výstupního napětí 50 V na očíslované stupnici přístroje.

Nutno dodat, že toto platí pro aplikaci galvanického proudu. Při aplikacích kdy impulsy TENS jsou bifázického charakteru by k manifestaci katodické deprese docházet nemělo.“ (NAVRÁTIL, 2005)

Shluk 17 až 22 je typický pro krátkou intenzivní stimulaci s účinkem rychlého ústupu akutní bolesti.

Shluk 23 až 24 má myorelaxační účinek s důsledkem snížení tonu svalstva.

Tvar signálu : Napětí má tvar obdélníkového signálu o délce 200 μs a amplitudě okolo 50 V. Proudová špička je kolem 50 mA a rychle klesá. Záporná špička proudu tvořená ukončovací hranou impulsu se projevuje z důvodu toho, že tkáň vykazuje kapacitní charakter. Typickou vlastností pro aplikaci střídavým proudem je, že se zvyšující frekvencí, klesá odpor buněčné membrány, která se chová jako biologický kondenzátor.

Polarita signálu : Polarita signálu se střídá jako u Surfe TENS, protože nedochází k adaptaci organismu na stimulaci a tím k poklesu efektivity stimulace.

Doba stimulace : Doba stimulace je stanovena na 5 minut při testování, ale přístroj sám pracuje po dobu 20 minut. Pro další pokračování terapie je nutné znovu přístroj zapnout.

Technické parametry navrhovaného stimulatoru

Výstupní napětí: trsy kladných a následně záporných impulsů
 Amplituda napětí: regulovatelná od nuly do ± 50 V (na impedanci 1 k Ω je proud ± 50 mA), výstup odpovídá stupnici na panelu

Délka impulsů: 200 μ s

Frekvence impulsů v jednotlivých trsech a opakovací frekvence trsů :

číslo pořadí trsu :

číslo pořadí trsu :

1,2 - 27,09605 Hz
 1,2 - 0,35 Hz

2,4 - 38,79875 Hz
 2,4 - 0,35 Hz

5,6 - 50,55607 Hz
 5,6 - 0,65 Hz

7,8 - 62,36838 Hz
 7,8 - 0,80 Hz

9,10 - 74,23607 Hz
 9,10 - 0,95 Hz

11,12 - 86,15954 Hz
 11,12 - 1,10 Hz

13,14 - 98,13918 Hz
 13,14 - 1,25 Hz

15,16 - 110,1754 Hz
 15,16 - 1,40 Hz

17,18 - 122,2686 Hz
 17,18 - 1,55 Hz

19,20 - 134,4191 Hz
 19,20 - 1,70 Hz

21,22 - 146,6274 Hz
 21,22 - 1,85 Hz

23,24 - 158,8939 Hz
 24,25 - 2,00 Hz

Celková doba terapie: 20 min (dekrementace času na displeji)

Napájení: vnitřní zdroj energie, vestavěné akumulátorky NiMH, typ AA, signalizace provozu (zelená LED)

Nabíjení: automatické doporučeným typem nabíječky, signalizace nabíjení, ukončení nabíjení signalizuje nabíječka akusticky, stimulátor zhasnutím žluté kontrolky (LED)

Doba nabíjení: podle nastaveného proudu...

Třída: s vnitřním zdrojem energie

Typ: BF

Doba provozu: při plně nabitých akumulátorech cca 24 h.

Popis technického řešení návrhu stimulátoru

Celý přístroj bude napájen bateriemi Ni –MH (nikl – metalhydridovými) o velikosti AA. Jsou to baterie o velikosti 1,2 V s možností znovu nabíjení. Těchto bateriových článků bude použito šest zapojených do série. Celkové vstupní napětí je 7,2 V. Toto napětí jsme navrhli proto, protože mikrořadič ATmega pracuje při 5V. Výrobce

udává, že stabilizátor 78 L 05 sníží napětí o 1,2 V, proto je napětí na vstupu o 2,2 V vyšší.

Stabilizátor 78 L 05 slouží k stabilizaci napětí o velikosti 5 V. Napětí 5V pro LCD displej a Atmel je stabilizováno monolitickým stabilizátorem 78L05 (max. proud 100mA). Stabilizátor není třeba chladit, celkový ztrátový výkon na stabilizátoru v aktivním stavu palubního počítače nepřekročí mez, při které dochází k nadměrnému zahřívání stabilizátoru.

Resetování obvod má za funkci nastavit registry mikrořadiče do výchozího stavu, při spuštění přístroje.

Srdcem přístroje je mikrořadič ATmega 8 od firmy Atmel. At mega 8 je nízko-výkonný CMOS - 8 bitový mikrořadič postavený AVR RISC architekturou. Provádí výkonné instrukce v jednotlivých časových cyklech.

Rozhodli jsme se řídicí jednotku řešit pomocí mikrokontroléru řady ATMEL, protože na trhu je dostupný software, a pro jeho vysokou rychlost a možnost snadného přeprogramování přístroje. Mikrokontrolér generuje impulsy podle zadání. Provádí výkonné instrukce v jednotlivých časových cyklech. AT mega 8 dosahuje výkonu blížící se 1 MIPS za 1 MHz, dovolující projektantům optimalizovat výkon oproti rychlosti procesoru.

AVR systém pracuje s 32 pracovními registry, dovolující dvěma nezávislým registrům přístup v jednom časovém cyklu. Z toho vyplývá, že tato architektura dosahuje 10 krát rychleji než konvenční CISC mikrořadiče. AT mega AVR podporuje programy a nástroje jazyka C a assembleru, včetně C překladačů a ladících programů. Jako zdroj hodinového kmitočtu jsme použili krystal XTAL/S 8 MHz. Použili jsme k tomu přesně určené porty PB6 (XTAL 1/ TOSC1) a PB7 (XTAL2/TOSC2), což jsou vstupy a výstupy do invertujícího zesilovače pro zabudovaný oscilátor.

Vývod PC6 (RESET) je nulování vstup a obvod k němu napojený je klasický resetovací obvod. Přivedeme-li na tento vstup log. 1 alespoň po dobu dvou strojových cyklů (každý strojový cyklus trvá 12 hodinových cyklů), vyvoláme reset mikrořadiče. Výsledkem pak bude nastavení některých registrů na výchozí hodnoty a rozběh programu od adresy 0.

Výstupy PD7 (AIN 1), PB0 (ICP), PB1 (OC1A), PB2 (SS/OC1B) jsou pětivoltové výstupní impulsy, generované mikrokontrolerem a vedou na H – můstek. Porty B jsou vstupně výstupní linky, opatřeny vnitřními zdvihadci rezistory (pull – up), které zajišťují definovanou logickou úroveň (log 1).

Výstupy pro řízení a ovládání LCD displeje MC 16011A-SYR jsme použili PD0 (RXD), PD1 (TXD), PD2 (INT0), PD3 (INT01), a jsou to vstupy dat (čtyřbitová komunikace dat 1, data 2, data 3, data 4).

PD6 (XCK/T0) je vnější vstup čítače/časovače čísla 1- určuje, kdy jsou na vývodech DB platná

data - potvrzení probíhá přechodem z log1 na log0 (hodinový vstup).

Komunikaci řídí vývody RS na PD4 (určuje jestli hodnota na vývodech DB určuje příkaz nebo data). R/W je na PD5 (určuje směr přenosu dat, volba mezi 0 - zápis, 1 - čtení).

Konektory pro programování Flash disku jsou PB3 (MOSI/OC2), PB4 (MISO), PB5 (SCK). Mikrořadič ATmega 8(L) obsahuje paměť Flash o kapacitě 512 bajtů, kde se zapíše celý program pro mikrořadič. Pro programování, myšleno zápis do mikrořadiče jsme použili programátor Pony Prog, který je určený pro Atmel. Je to komerční programátor pro programování Atmelu.

LCD display

Tento řádkový LCD displej MC 1601A - SYR je řízen obvodem HD44780 od firmy HITACHI. Řízení těchto displejů může probíhat 8bitově nebo 4-bitově, což je výhodné, protože při 4bitové komunikaci postačí pro řízení pouze 1 port. Zapojení vývodů pro tento displej 16 x 2 znaků je: 1 je GND, 2 je VCC (5 V ze stabilizátoru 78L05), 3 se přes uhlíkový trimr R6 se nastavuje kontrast. Komunikaci řídí vývody RS na 4 (určuje jestli hodnota na vývodech DB určuje příkaz nebo data). R/W je na pětce (určuje směr přenosu dat, volba mezi 0 - zápis, 1 - čtení). E na 6 určuje, kdy jsou na vývodech DB platná data - potvrzení probíhá přechodem z log1 na log0 (hodinový vstup). V našem případě jsme potřebovali s řadičem komunikovat 4-bitově, byly použity pro přenos dat vývody DB4 až DB7 (11 až 14).

Popis obvodu v části měniče a H-můstku

Z mikrořadiče dostáváme na výstupu časově uspořádané impulsy do „shluku impulsů“. Všechny impulsy mají stejnou amplitudu 5 V. Použil jsem měnič DC/DC stejnosměrného napětí. Měnič zesiluje napětí z 5 - 15 V na 11,5 – 70 V.

Měnič je osazen integrovaným obvodem MC34062A, který je určen pro DC/DC měniče, frekvenční měniče a měniče polarity. Zapojení je podle katalogového listu, které jsme doplnili o regulaci napětí. Napětí se dá regulovat odporovým trimrem a to od 11,5 V do 70V. Výstupní proud je kolem 130mA a účinnost se podle výrobce pohybuje kolem 84. Má tu výhodu že napětí na jeho výstupu je skoro nezvlněné a tak malá střídavá složka s frekvencí kolem 35 kHz se vůbec neprojevuje.

Obvod MC34063 je monolitický řídicí obvod obsahující všechny aktivní funkce, požadované pro DC-DC konvertory. Tato řada obvodů byla zkonstruována speciálně pro zvyšující, snižující a invertující měniče. Všechny tyto funkce jsou obsaženy v pouzdru s osmi vývody.

H- můstek

Poslední výstupní prvek, má za úkol zesílit impulsy generované z mikrořadiče, jak u kladné, tak u záporné polarity. Jako spínač jsme použili zapojení Darlingtonových tranzistorů do obvodu

zvaný H- můstek. Obvod používá sílu Darlington tranzistorů ke snížení nákladů. Ztráty jsou typické od 1 do 2 V, a protože proud musí projít oběma tranzistory, předpokládáme ztráty 4 V při nejvyšší míře proudu. Na bázi tranzistorů T-125 jsme přivedli řídicí napětí (pětivoltové impulsy z ATmegy) přes rezistory o velikosti 4,7 kΩ. Na emitor tranzistoru T-127 jsme přivedli zesílené stejnosměrné napětí z měniče.

Přivedeme-li na vstupy tranzistorů 0, to znamená, že tomto okamžiku má kladná i záporná polarita nulové napětí (mezera mezi impulsy). Pokud jsme přivedli pětivoltový kladný impuls na jeden tranzistor a na druhý nulu, tak na výstupu dostaneme zesílený kladný impuls. Pokud jsme přivedli pětivoltový záporný impuls na jeden tranzistor a na druhý nulu, tak na výstupu dostaneme zesílený záporný impuls.

Výsledky

Přístroj jsme navrhli a sestrojili na základě parametrů, které jsme si stanovili analýzou nervosvalových procesů, vedoucí ke kontrakci kosterního svalu a analýzou faktorů způsobující svalovou únavu.

Za účelem provedení experimentu a použití tohoto přístroje v klinické praxi, byl přístroj certifikován a byla prověřena jeho nezávadnost, jako zdravotnická technika, která se smí používat v ČR, podle § 22 zákona č. 22/1997 Sb., o technických požadavcích na výrobky a zákona č. 123/2000 Sb., dále zákona č. 274/2003 Sb., o zdravotnických prostředcích.

Institucí, která v ČR schvaluje a kontroluje kvalitu farmaceutických výrobků a bezpečnost zdravotnické techniky, je Státní ústav pro kontrolu léčiv [http://www.sukl.cz/]. Jedná se o správní úřad řízený přímo Ministerstvem zdravotnictví. Technickou realizací kontrol je STROJÍRENSKÝ ZKUŠEBNÍ ÚSTAV, s.p.

Navržený a sestrojený přístroj byl podroben zkouškám na posouzení výrobku podle nařízení vlády č.336/2004 Sb. a ověření zdravotnického prostředků s vydáním zkušební zprávy – podle bodu 3.7. přílohy č. 7 nařízení vlády.

Stimulační přístroj splňuje aplikované požadavky všech níže uvedených norem a je ho možné použít pro testování v klinické praxi.

- Elektrická a mechanická bezpečnost ČSN EN 60601-1:1994, ČSN EN 60601-2-10:2001
- Elektromagnetická kompatibilita ČSN EN 60601-1-2:2003
- Měření radiového rušení a Měření rušivého vyzařování ČSN EN 60601-1-2:2003
- Měření radiového rušení a Odolnost proti vnějšímu rušení ČSN EN 60601-1-2:2003

Diskuze

Výhodu námi sestrojeného přístroje vidíme v jeho použitelnosti v terénu a ve snadné manipulaci a ovládání během aplikace přístroje. Při používání tohoto přístroje není potřeba hledat optimální stimulační frekvenci rehabilitovaného sportovce. Myorelaxační i stimulační impulsy jsou zde zastoupeny uceleným setem frekvencí, aby lidský organismus mohl reagovat na frekvenci, která je pro něho individuálně nejefektivnější. Takové řešení by mělo ulehčit praktickou aplikaci přístroje v terénních podmínkách a zkrátit čas nutný k aplikaci přístroje. Napětí lze stupňovitě měnit až do maximálního výstupního napětí 50V na oceňované stupnici přístroje. Tak lze nastavit intenzitu přístroje až na podprahově alogickou intenzitu.

Další výhodu námi sestrojeného přístroje vidíme v jeho použitelnosti na velkých i malých svalových partiích.

Místo použití námi sestrojeného přístroje se nachází v simulaci masážních prostředků a náhradě aktivního odpočinku (vyklusání, vyplavání) stimulací naším přístrojem.

Domníváme se, že aplikace stimulačními impulsy pomůže vyřešit problémy, které mají zásadní vliv na únavu svalu.

1. Odplavení kyseliny mléčné ze svalu.

„Laktát zmenšuje vzrušivost plazmatické membrány v závislosti na typu svalového vlákna. Změny koncentrace laktátu úzce souvisí s rozvojem únavy svalů.“ (FITTs, 1994)

Stimulační impulsy aktivují krevní oběh a tak odplavení laktátu krevním řečištěm do jater. To je důležité, protože podle (KABBARA, 1994) a (ALLEN, 1993) akumulace kyseliny mléčné ve svalové tkáni zapříčiňuje hromadění iontů H^+ ve svalu, jenž soutěží ve vazbě na regulační bílkovinu troponin s ionty Ca^{2+} a brání tak svalové kontrakci. Díky tomu nemohou vznikat nové aktomyozinové můstky, respektive snižují aktivitu fosfofruktokinázy, čímž se zastavuje resyntéza ATP pomocí glykolýzy a sval nemůže relaxovat. „Odplavení laktátu má pozitivní dopad na zotavné procesy, protože laktát inhibuje citlivost Ca^{2+} ATP pumpy.“ (FINK, 1976)

2. Odbourávání laktátu

Při dostatečném prokrvení unaveného svalu se zapojuje proces aerobního odbourávání. „Odbourávání laktátu v kosterním svalu v době zotavení napomáhá i aktivní složka odpočinku v našem případě elektrická stimulace. Energii potřebnou k této resyntéze poskytuje aerobní štěpení prekursoru kyseliny mléčné tj. kyseliny pyrohroznové, úplnou oxidací v cyklu kyseliny citronové (15% kyseliny mléčné se transformuje na kyselinu pyrohroznovou a dále vzniklý metabolický zisk dodá energii zbývajícím 85 % kyseliny mléčné, která se v podstatě cestou obrácené anaerobní

glykolýzy resyntezuje na jaterní glykogen).“ (HAVLÍČKOVÁ, 2003)

3. Redukce H-iontů

Pyruát se aerobně odbourává v mitochondriích. Tato přeměna se nazývá oxidační fosforylace. Uvolněná energie se zachytí na ($NADH^+$), která se prostřednictvím dýchacího řetězce použije na tvorbu 3 ATP. Zdrojem energie jsou odebrané atomy vodíku, které vstupují do dýchacího řetězce. Nejen, že se nadbytek H-iontů podílí na tvorbě energie, ale i snižuje negativní dopad nadbytku H-iontů vyvolávající hyperpolarizaci svalové membrány (sarkolemy) a tím zhoršení podmínek pro vznik akčního potenciálu. H^+ vyvolávající také změny kontraktálního aparátu tím, že H vytěsňuje Ca z vazby na myozin a tak se sníží počet příčných aktomyozinových můstků.

Další možná inovace přístroje pro stimulaci pro efektivnější a širší použití je, že by stimulační přístroj byl více kanálový a mohli bychom současně stimulovat více svalových skupin najednou. Budoucí konstruktér by se musel vypořádat s řadou technických problémů. Především by musel galvanicky oddělit jednotlivé kanály s využitím optočlenů. Tak by mohl zároveň stimulovat více svalů. Například musculus triceps surae a musculus quadriceps. Neméně zajímavá by byla současná stimulace atomisty a antagonisty. Bylo by potřeba najít optimální časovou posloupnost stimulace mezi antagonistou a atomistou s využitím reflexních vztahů mezi nimi.

Seznam zkratek

ADP	Adenosin difosfát
AMP	Adenosin monofosfát
AP	Akční potenciál
ATP	Adenosin trifosfát
ES	Elektrická stimulace
FES	Funkční elektrická stimulace
NAD, NADH	Nikotinamidadenindinukleotid a jeho redukovaná forma
NADP, NADPH	Nikotinamidadenindinukleotid-fosfát a jeho redukovaná forma
NMES	Neuromuscular stimulation therapy
SR	Sarkoplazmatické retikulum
SUKL	Státní ústav pro kontrolu léčiv
TENS	Transcutaneous electrical nerve stimulation

LITERATURA

- Allen, D., Duty, S., Westerblad, H. (1993). The activation of central myofibrils during muscle fatigue caused by repeated short tetani. *J Muscle Res Cell Motil*, 14S: 543-545.
- Duke, A., Steele, D. (2001). Mechanisms of reduced SR Ca^{2+} release induced by inorganic phosphate in rat skeletal muscle fibers. *Am J Physiol Cell Physiol*. 281s: C418-C429.
- Clanton, T., Zuo, L., Klawitter, P. (1999). Oxidants and skeletal muscle function: physiologic and

- pathophysiologic implications. *Proc Soc Exp Biol Med* 222: 253-262.
- Fink, R., Lüttgau, H. (1976). An evaluation of the membrane constants and the potassium conductance in metabolically exhausted muscle fibres. *J Physiol*. 263: 215-238.
- Fitts, R. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue : *Physiological Reviews*. Vol 74, 49-94.
- Fryer, M., Owen, V., Lamb, G., Stephenson, D. (1995) Effects of creatine phosphate and Pi on Ca²⁺ movements and tension development in rat skinned skeletal muscle fibres. *J Physiol* 482: 123-140.
- Gilchrist, J., Wang, K., Katz, S., Belcastro, A., (1992) Calcium-activated neutral protease effects upon skeletal muscle sarcoplasmic reticulum protein structure and calcium release. *J Biol Chem* 267: 20857-20865.
- Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I*. 2. vydání. Praha : Karolinum.
- Herreo, J., Izquierdo, M., Garcia-Lopez, J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time : *Int J Sports Med*. 2006 Jul;27(7):533-9.
- Kabbara, A., Alen, D. (1999). The role of calcium stores in fatigue of isolated single muscle fibres from the cane toad : *Journal of Physiology*. 519.1, pp. 169—176.
- Kocaman, Ö., Koyuncu, H., Toros, H. (2008). The Comparison of the Effects of Electrical Stimulation and Exercise in the Treatment of Knee Osteoarthritis : *Turk. J. Phys. Med. Rehab*, pages 54.
- Mori, H., Ohsawa, H., Tanaka, T., Taniwaki, E. (2004). Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise : *Medical Science Monitor* 10(5).
- Martin, N. et al. (1998). The comparative Effects of Sports Massage, Active Recovery, and Rest in Promoting Blood Lactate Clearance After Supramaximal Leg Exercise. *Journal of Athletic Training*. 1, 30 – 35.
- Navrátil, L., Rosina, J. (2005). *Medicínská biofyzika*. (1. vyd.) Praha : Grada publishing.
- Neder, J., Sword, S., Mackay, E., Cochrane, L. (2002). Some based neuromuscular electrical stimulation as a new rehabilitative strategy for severely disabled patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) : *Thorax*. 2002 April; 57(4): 333–337.
- Paillard, T., Noe, F., Bernard, N. (2008). Effects of Two Types of Neuromuscular Electrical Stimulation Training on Vertical Jump Performance : *J Strength Cond Res*. 2008 Jun 9; : 18545178.
- Poděbradský, J. (1995). Úvod do elektroterapie, část I. a II. : *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2, č. 3, s. 110; 120-123.
- Posterino, G., Fryer, M. (1998). Mechanisms underlying phosphate-induced failure of Ca²⁺ release in single skinned skeletal muscle fibres of the rat. *J Physiol* 512: 97-108.
- Posterino, G., Lamb, G. (2003). Effect of sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ content on action potential-induced Ca²⁺ release in rat skeletal muscle fibres. *J Physiol* 551: 219-237.
- Rokyta, R. (2000). *Fyziologie*. 1. vyd. Praha : ISV nakladatelství.
- Sibernagl, S., Despopoulos, A. (1993). *Atlas fyziologie člověka*. 2. vyd. Podle 3. německého originálu. Praha : Grada publishing .
- Sinoway, L., Hill, J., Pickar, J., Kaufman, M. (1993). Effects of contraction and lactic acid on the discharge of group III muscle afferents in cats : *Journal of Neurophysiology*. Vol 69, Issue 4 1053-1059.
- Trojan, S., a kolektiv. (2003). *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha : Grada publishing.
- Walsh, D., Baxter, D. (1996). Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation : A review of experimental studies, *Eur J Med Rehabil* 6(2).42-50.
- Westerblad, H., Allen, D. (1992). Changes of intracellular pH due to repetitive stimulation of single fibres from mouse skeletal muscle. *J Physiol* 449, 49-71.

Ing. Mgr. Tomáš Leuchter
Univerzita obrany Brno
Fakultní nemocnice Brno
Neurochirurgická klinika
tomas.leuchter@unob.cz

prof. MUDr. Vladimír Smrčka, CSc.
Univerzita obrany Brno
Fakultní nemocnice Brno
Neurochirurgická klinika