

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra Fyzioterapie

**VLIV FREKVENCE BRUSLENÍ NA NAPĚTÍ
SVALU MUSCULUS TRICEPS SURAE**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Petr Šifta, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Daniel Obyt

Praha, červen 2015

Abstrakt:**Název práce:**

Vliv frekvence bruslení na napětí svalu musculus triceps surae

Cíle práce:

Cílem diplomové práce je zjistit, zdali a jak velký vliv má frekvence a intenzita izotonické zátěže musculus soleus při bruslení profesionálního hráče ledního hokeje na jeho svalové napětí, jehož napětí je z pohledu myotonometrie nejlépe objektivně měřitelné.

Shrnutí:

Diplomová práce je rozdělena na část teoretickou, zpracovanou formou rešerše, která slouží jako podklad k šetření v druhé, empirické, části práce. Změna svalového napětí musculus soleus bude zjišťována pomocí myotonometrie, která bude následovat po plném fyzioterapeutickém vyšetření. Měření bude provedeno u 10 probandů – profesionálních hráčů ledního hokeje, kteří plně zvládají techniku bruslení na ledové ploše, před zátěží, po nízkofrekvenční izotonické zátěži a po vysokofrekvenční izotonické zátěži.

Výsledky:

Měření myotonometrem po nízkofrekvenční a vysokofrekvenční izotonické zátěži v podobě bruslení na ledové ploše ukázalo, že svalové napětí svalu musculus soleus po zátěži se oproti klidovému nemění nebo dochází k jeho mírnému poklesu.

Klíčová slova:

Svalový tonus, svalové napětí, myotonometr, musculus soleus, bruslení, lední hokej

Abstract:**Title:**

The influence of skating frequency on muscle tone of musculus triceps surae.

Objective:

The aim of this master degree thesis is to determine whether and how much influence the frequency and intensity of isotonic load the muscle tone of musculus soleus during skating of a professional ice hockey player. The muscle tone of musculus soleus is the most objectively measured part of musculus triceps surae by myotonometer.

Summary:

The master degree thesis is divided into the theoretical part, the processed form of research that serves as a basis for investigation in the second, empirical part. Change in muscle tone of musculus soleus will be investigated by using myotonometer, which will follow after a full physiotherapy examination. Measurements will be performed on 10 subjects – professional ice hockey players who are fully manage the technique of skating on the ice, before load, after low frequency isotonic load and after high frequency isotonic load.

Conclusion:

The myotonometric measurements revealed that after low and high frequency isotonic load of skating on ice rink, the muscle tone of musculus soleus is the same or slightly lower than before load.

Keywords:

Muscle tone, myotonometer, musculus soleus, skating, ice hockey

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji diplomovou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením PhDr. Petra Šifty, Ph.D. a výhradně s využitím pouze citovaných pramenů, literatury a dalších odborných zdrojů.

V Praze dne 17.8.2015

.....

Bc. Daniel Obyt

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením této diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

V první řadě bych chtěl poděkovat vedoucímu práce PhDr. Petru Šiftovi, Ph.D. za odborný dohled, cenné rady a vědecké poznatky při tvorbě této práce a možnost výzkumu díky jeho přístroji – myotonometru. Dále bych chtěl poděkovat probandům – profesionálním hráčům A mužstva klubu Bílí Tygři Liberec za jejich ochotu a trpělivost při vyšetření a měření, bez nichž by práce nemohla vzniknout. V neposlední řadě je mou milou povinností poděkovat své rodině za trpělivost a za finanční a morální podporu po celou dobu studia.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	3
1 ÚVOD	4
2 DISKUZE LITERATURY	6
3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	8
3.1 NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY	8
3.1.1 NEURON	8
3.1.2 SOUVISLOST MEZI NERVOVÝM A SVALOVÝM VLÁKNEM.....	10
3.2 POHYBOVÝ SYSTÉM.....	11
3.2.1 ANATOMICKÁ STAVBA HLEZENNÍHO KLOUBU	12
3.2.2 STAVBA KOSTERNÍHO SVALU	14
3.2.3 SVALOVÝ TONUS.....	16
3.2.4 MOTORICKÁ JEDNOTKA	18
3.2.5 ŘÍZENÍ SVALOVÉ ČINNOSTI	20
3.3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI MĚKKÝCH TKÁNÍ.....	24
3.4 LEDNÍ HOKEJ.....	26
3.4.1 BIOMECHANIKA BRUSLENÍ.....	27
3.4.2 ZAPOJENÍ SVALOVÝCH SKUPIN PŘI BRUSLENÍ	29
4 CÍLE PRÁCE, OTÁZKY, HYPOTÉZY	31
4.1 CÍLE PRÁCE	31
4.2 OTÁZKY	31
4.3 HYPOTÉZY	31
5 METODIKA PRÁCE.....	32
5.1 VÝZKUMNÝ SOUBOR	32
5.1.1 PROBAND č. 1 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM.....	32
5.1.2 PROBAND č. 2 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM.....	33
5.1.3 PROBAND č. 3 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM.....	34

5.1.4	PROBAND č. 4 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM.....	35
5.1.5	PROBAND č. 5 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM.....	36
5.2	POUŽITÉ METODY	37
5.2.1	MYOTONOMETRIE	37
5.2.2	MYOTONOMETR.....	39
5.2.3	PRŮBĚH MĚŘENÍ	41
5.3	ANALÝZA DAT	42
6	VÝSLEDKY	44
6.1	VÝSLEDKY MĚŘENÍ MYOTONOMETREM	44
6.1.1	PROBAND č. 1.....	44
6.1.2	PROBAND č. 2.....	45
6.1.3	PROBAND č. 3.....	46
6.1.4	PROBAND č. 4.....	47
6.1.5	PROBAND č. 5.....	48
6.2	SOUHRN VÝSLEDKŮ.....	50
7	DISKUZE	52
8	ZÁVĚR.....	54
9	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	56
10	PŘÍLOHY	Chyba! Záložka není definována.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

aj.	a jiné
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
EMG	elektromyografie
et al.	a kolektiv
ICC	korelační koeficient určující míru spolehlivosti měření nebo hodnocení
kol.	kolektiv
L5	pátý bederní nervový kořen
m.	musculus - sval
mm.	musculi – svaly
max.	maximální
n.	nervus - nerv
např.	například
PNS	periferní nervová soustava
S3	třetí sakrální nervový kořen
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaná

1 ÚVOD

Tato diplomová práce zpracovává téma Vlivu frekvence bruslení na napětí musculus triceps surae konkrétně svalu musculus soleus, jehož svalové napětí je z pohledu myotonometrie nejlépe objektivně měřitelné. Dosavadní studie se zabývaly pouze vlivem izotonické zátěže na hladinu laktátu v krvi a ne přímo na svalové napětí či bylo pozátěžové svalové napětí hodnoceno pouze okrajově. Reologické vlastnosti svalové tkáně svalu musculus soleus po nízkofrekvenční a vysokofrekvenční izotonické zátěži jsem měřil pomocí myotonometru, jehož využitelnost byla potvrzena v několika předešlých studiích a absolventských pracích.

Právě myotonometr je jediný přístroj, který je schopen kvantitativně bezbolestně a neinvazivně zhodnotit viskoelastické vlastnosti svalu a myslím si, že takovýto přístroj v běžné klinické praxi chybí, abychom byli schopni zjistit úspěšnost léčby. Přístroj simuluje palpaci měkkých tkání, což je jediná metoda pro zjištění svalového napětí. V běžné klinické praxi se k zhodnocení svalového tonu používá Ashworthova škála (vytvořena roku 1964), popřípadě modifikovaná Ashworthova škála. Spolehlivost a validita Ashworthovi škály a její modifikované verze je často zpochybňována. Jinými možnostmi hodnocení mechanických vlastností svalu jsou isokinetické či ultrazvukové přístroje, které jsou ovšem používány v laboratořích s drahým a náročným vybavením. Ultrasonografie je ovšem omezená pouze na povrchové struktury a nehodnotí konkrétní mechanické vlastnosti svalu.

Jako formu izotonické zátěže jsem si vybral bruslení, při kterém se zapojují v hlavní odrazové fázi plantární flexory hlezenního kloubu. A míra zapojení musculus soleus jako tonického svalu při tomto pohybu, i když je hlezenní kloub uzavřen v bruslařské botě, je pro mě otázkou, kterou se budu snažit objektivně zodpovědět v mé práci.

V teoretické části jsem se zaměřil na neurofyziologické aspekty svalového napětí – souvislost mezi nervovým a svalovým systémem, stavbou kosterního svalu a jeho řízením. Dále jsem se zabýval reologickými vlastnostmi měkkých tkání, které jsou stěžejní pro výsledky mého výzkumu, jež získám díky měření pomocí přístroje zvaného myotonometr. Nakonec jsem se snažil vysvětlit techniku pohybu hráče ledního hokeje – bruslení z biomechanického pohledu, kdy tato forma izotonické zátěže je součástí mého výzkumu.

Empirická část se věnuje vlivu izotonické zátěže na viskoelastické vlastnosti svalu musculus soleus. Svalové napětí bylo měřeno nejdříve v klidovém stavu a poté po nízkofrekvenční a vysokofrekvenční izotonické zátěži v podobě bruslení na ledové ploše. Probandy jsem vybral tak, aby plně zvládali techniku bruslení, proto jsem zvolil hráče profesionálního hokejového týmu.

2 DISKUZE LITERATURY

K tématu, které jsem si zvolil, lze najít dostatek studií v mezinárodních databázích, ovšem prakticky žádné nehledají souvislost mezi svalovým napětím a intenzitou nebo frekvencí izotonické zátěže v jakékoliv podobě.

Pokud se podíváme na studie zabývající se vlivem zátěže na lidský organismus, tak se spíše hledělo na hladinu laktátu v krvi např. studie PhDr. Cacka (2008). Ovšem nikdo se ve své studii nezabýval tím, jaký vliv má izotonická zátěž na viskoelastické vlastnosti měkkých tkání a už vůbec k zjištění jejich vlastností nebyl použit myotonometr. V několika studiích po celém světě, které se pohybují v řádu desítek, se myotonometrie ukázala jako vhodná metoda k určení viskoelastických vlastností měkkých tkání a svalového tonu.

Skupina okolo Wanga (2009) měřila pomocí myotonometru tuhost lýtkového svalu, konkrétně m. gastrocnemius - jeho mediální části, u 17 studentů mužského pohlaví ve věku 21 let +/- 1,5 roku v klidovém stavu a při maximální izometrické plantární flexi.

Leonard a kol. zhodnotili měření myotonometrem jako reliabilní k posuzování svalové tuhosti, svalového tonu a poddajnosti u relaxovaného a kontrahovaného svalu m. biceps brachii a laterální části m. gastrocnemius (2003). Při svém dalším měření porovnávali hodnoty měření myotonometrem a povrchoým EMG a modifikovanou Ashworthovou škálou (2004), které mezi sebou vysoce korelovaly. Stejně tak zhodnotili, že myotonometrie se může používat jako objektivní neinvazivní metoda k zhodnocení svalového tonu u relaxovaného a aktivovaného svalu. (Jarocka et al., 2012; Leonard et al., 2003; Leonard et al., 2004)

Svalový tonus měřený myotonometrem dle studie Allamäkiho a kol. se zdá být validní a reliabilní metodou k analýze změn ve vztahu svalové činnosti v různých úhlech aktivace v kloubu. Myotonometr je schopen dobře zhodnotit efekty různých terapií a léčebných technik a dal by se využít jako klinický nástroj pro svoji vysokou senzitivitu a snadnou opakovatelnost. (Alamäki et al., 2007)

Studie Rihvk a kol. ukázala, že myotonometrii je možno používat k zhodnocení efektu protahování na sval, ale jsou potřeba další studie k potvrzení. K validaci účinků myotonometrie by bylo potřeba použít další metody k zhodnocení efektu protahování. (Rihvk et al., 2010)

I v jiných studiích byla vyhodnocena metoda měření myotonometrem jako validní např. u zdravých jedinců, u trapézových svalů žen (ICCs 0,97-0,99), u mladších mužů ve věku 20-35 let k testování m. quadriceps femoris (ICCs 0,81-0,87) a hamstringů (ICCs 0,72-0,86), u starších pacientů nad 65 let věku k testování m. rectus femoris (ICCs >0,70), u pacientů s chronickými bolestmi v zadní části ramene (ICCs 0,54-0,99), na ventrální straně dolní končetiny či dorsální straně předloktí, u pacientů s poruchou motoneuronu, u pacientů po cévní mozkové příhodě k testování m. extensor digitorum, m. flexor carpi radialis a m. flexor carpi ulnaris (ICC 0,86-0,96) a m. biceps a triceps brachii (ICCs 0,79-0,96) či u pacientů s Parkinsonovou chorobou nebo po dětské mozkové obrně. (Agyapong-Badu et al., 2013; Chuang et al., 2012a; Chuang et al., 2012b; Kerins et al., 2013)

V této diplomové práci jsem také čerpal z poznatků Pavelkové (2010, 2012, 2014), která ve svých pracích zpracovávaných na katedře Anatomie a biomechaniky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze zkoumá svalové napětí musculus soleus za pomoci myotonometru PhDr. Petra Šifty, Ph.D. Z pohledu vlivu zátěže na svalové napětí jsem získal menší poznatky z prací Bahníkové (2011), Novákové (2009), Judla (2011) či Dastycha (2011). Ti se nezabývali přímo vlivem zátěže na svalový tonus, ale ovlivněním pozátěžového svalového tonu metodami fyzioterapie a fyzikální terapie nebo jinými regeneračními metodami.

A právě z tohoto důvodu jsem se rozhodl využít tento myotonometr čtvrté generace pro zhodnocení změn svalového napětí po izotonické zátěži, který je výsledkem mnohaleté vědecké práce.

3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

3.1 NEUROFYZIOLOGICKÉ ASPEKTY

3.1.1 NEURON

Neuron je specializovaná nervová buňka schopná přijmout určité signály a patřičnými signály na ní odpovědět, vést podráždění, vytvářet kontakty s ostatními neurony a receptory nebo efektory. Pojmem neuron je v neurologii míněno spíš velké množství neuronů spojených do svazku, který plní určitý společný program v centrálním nebo periferním nervovém systému. Aktivní zůstávají jen ty neurony, které jsou soustavně zapojovány do nervové činnosti. Ty, které nestačíme během života využít, postupně atrofují. Neuron se skládá z buněčného těla (perikaryon), z dendritů, které slouží k přívodu informací, a z axonu (neurit), který z buněčného těla vystupuje a předává informace ostatním neuronům nebo útvarům, jako jsou svaly nebo žlázy. Jeho další neméně důležitou funkcí je transport některých látek z buněčného těla do distálních částí axonu, do tzv. telodendrií. I dendrit může mít dlouhou dráhu k buněčnému tělu. Příkladem jsou dostředivá senzitivní vlákna v periferních nervech přivádějící informace do zadních kořenů míšních. Jejich buněčné tělo, tzv. pseudounipolární buňka, je v zadních kořenech míšních a jejich neurity jsou krátké a přivádějí vzruchy do míšních drah. Jedná se o čítí, které přijímá informace z receptorů ve svalech, šlachách, kloubech, fasciích a pokožce a jejich buněčná těla jsou v ganglion spinale. Pokud axon neboli neurit nemá obal, vede vzruchy pomalu a nepřesně. Čím je silnější, díky myelinové pochvě produkované Schwannovými buňkami, tím vede podněty rychleji a přesněji. Proces tvorby obalů (pochev) Schwannovými buňkami se nazývá myelinizace. Nervy jsou velká množství neuronů, jejichž neurity jsou spojeny do podoby kabelu, který vede z nebo do mozkového kmene nebo míchy. Nerv na svém začátku při výstupu z míchy se nazývá nervový kořen. Rozeznáváme přední kořen motorický odstředivý (eferentní) z míchy vystupující a zadní kořen senzitivní dostředivý (aferentní) do míchy vstupující. Spojením obou kořenů vzniká míšní nerv označovaný číslem míšního segmentu např. pátý krční nerv C5. Postupně se ale dokázalo, že i přední kořeny mají určité množství vláken dostředivých a naopak, že zadní kořeny obsahují některá vlákna odstředivá. Mnohé periferní nervy procházejí úsekem, kterému se říká pleteň – plexus, ve kterém se neurity jednotlivých neuronů

vystupujících nebo vstupujících do kořenů různě vyměňují a poté vzniká periferní nervstvo. (Dylevský, 2009a; Pfeiffer, 2007; Trojan, 2003)

Nervové dráhy (tractus, nervové provazce) jsou na sebe funkčně napojené neurony v centrálním nervovém systému v mozku a míše (např. pyramidová dráha). Nervové dráhy mají barvu bílou díky myelinovým pochvám, kdežto nahromaděná buněčná těla mají barvu šedou. V mozku je šedá mozková kůra na povrchu mozkových hemisfér, v míše je naopak uprostřed, obalena bílou hmotou (tvar motýlích křídel na průřezu). (Pfeiffer, 2007)

Důležitou součástí nervového systému jsou také gliové buňky, které mají podpůrnou a servisní funkci, obstarávají výživu, ochranu neuronů a fagocytují poškozené neurony. Mezi tyto buňky řadíme ependymové buňky, astrocyty, oligodendroglie a mikroglie v CNS. V PNS rozlišujeme dva typy a to Schwannovy buňky a amficyty. (Dylevský, 2009a; Pfeiffer, 2007; Trojan, 2003)

Neurony se na sebe napojují synapsemi, které jsou na začátku dendritů a na konci axonů. Někdy mohou být napojeny přímo na buněčné tělo. Synapse je tedy místo vzájemného dotyku neuronů, případně dotyku neuronu se svalovým vláknem či žlázovou buňkou, a skládá se z presynaptické membrány, synaptické štěrbiny a postsynaptické membrány. Při doběhnutí akčního nervového bioelektrického potenciálu (nervového vzruchu) na presynaptickou membránu je uvolněna do synaptické štěrbiny chemická látka nazývaná neurotransmitter a vyvolá tak na postsynaptické membráně druhé buňky postsynaptický potenciál. Ten může mít dvojí charakter: buď se snižuje membránové napětí a vzniká excitační potenciál, anebo se napětí zvyšuje a vzniká inhibiční potenciál a pravděpodobnost vzniku akčního potenciálu klesá. Jako neurotransmitery na vegetativním nervstvu jsou nejznámější adrenalin s excitační funkcí a acetylcholin s inhibiční funkcí. Synapse tedy dělíme na adrenergní a cholinergní. (Pfeiffer, 2007; Trojan, 2003; Trojan, 2005)

Všechny nervové buňky mají membrány, které jsou zdrojem elektrického napětí. Mezi vnější a vnitřní částí buněčné membrány existuje potenciál, jehož hodnota je -80 až $-90 \mu\text{V}$. Důvodem je odlišná koncentrace iontů uvnitř a vně těla způsobená polopropustností pro jednotlivé molekuly chemických látek. Klidový membránový potenciál je důsledkem rovnováhy koncentrace jednotlivých iontů. Uvnitř buňky je značné množství bílkovin nesoucích záporný náboj, záporně nabitě ionty – anionty, které tvoří celkovou výraznou převahu záporného náboje. Na povrchu buňky převažuje kladně nabitý náboj – kationt. V důsledku toho jsou kladně nabitě ionty přitahovány do

nitra buňky. Je to však možné pouze pro draselný kationt, protože sodný kationt je příliš velký. Anionty jsou naopak negativním aniontovým vnitřkem odpuzovány. Pokud jsou elektrické náboje v rovnováze, jedná se o polarizaci. Snižování na membráně buněčného těla akčním potenciálem dochází k labilnímu stavu, dráždivost se tak zvyšuje. V membráně se otevírají kanálky i pro sodné a draselné ionty. Dochází tak k depolarizaci, při které vzniká bioelektrický buněčný akční potenciál – vzruch. Po vzruchu následuje krátká doba, kdy není možno nervovou buňku podráždit, tzv. refrakterní fáze. Vzruch pokračuje na neurit až na konec k synaptickému spojení s dalším neuronem. Na synapsi dojde k vyvolání postsynaptického potenciálu na druhém neuronu. Postsynaptický potenciál buď snižuje membránové napětí, vzniká excitační postsynaptický potenciál, může tak být vyvolán akční potenciál neuronu, nebo se napětí zvyšuje a vzniká inhibiční postsynaptický potenciál, dochází k polarizaci a pravděpodobnost vzniku akčního potenciálu se snižuje. (Pfeiffer, 2007)

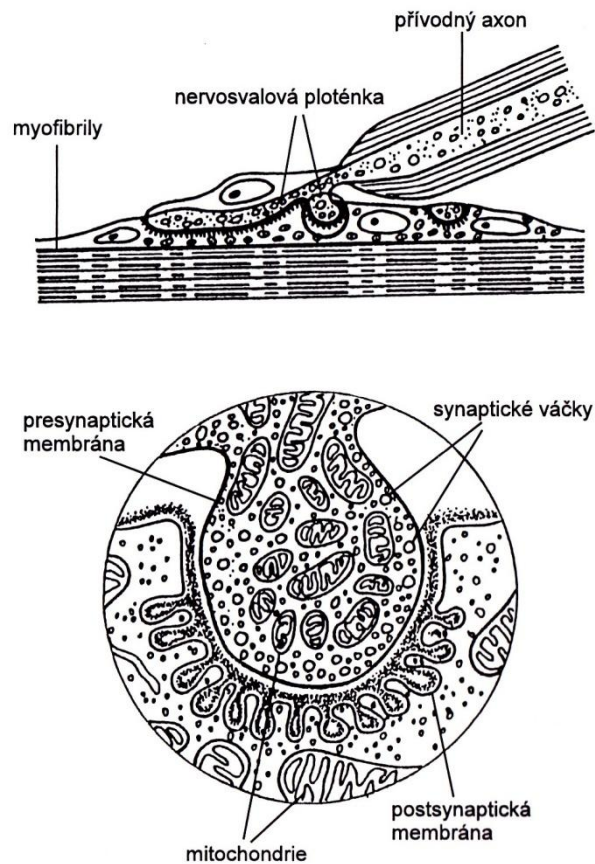
Důležitou strukturou je ganglion (uzlina), což je větší množství neuronů nebo neuronových buněčných těl tvořících jakousi propojovací stanici např. přepojování impulzů vegetativního nervového systému sympatiku a parasympatiku. Bazální ganglia, v nichž jsou soustředěná gangliová těla v mozku, jsou dostředivá a odstředivá. Ve spinálním ganglionu zadních míšních kořenů jsou soustředěna těla dostředivých neuronů směřujících do míchy. (Pfeiffer, 2007)

Podobnou strukturou jako ganglion je nucleus (jádro). Tvoří většinou začátek (nucleus originis směřující do periferie) nebo konec nervové dráhy nebo nervu (nucleus terminalis jdoucí do centra z periferie). (Pfeiffer, 2007)

3.1.2 SOUVISLOST MEZI NERVOVÝM A SVALOVÝM VLÁKNEM

Nervový systém přímo řídí vlákna kosterního svalu. Axony míšních motoneuronů spolu se sarkolemou vytváří nervosvalové ploténky (Obrázek č. 1). Přenos signálu na ploténce je zajištěn uvolněním acetylcholinu a dochází tak ke vzniku akčního potenciálu na sarkolemě, který se šíří po povrchové membráně vlákna. Vzniká místní depolarizace (ploténkový potenciál) aktivací nikotinových receptorů přímo řídicích kanálů pro sodíkový kationt. Přenáší se však i dovnitř vlákna a složitým mechanismem pomocí iontů Ca^{2+} umožní reakci mezi aktinem a myozinem svalového vlákna. Vzhledem k množství aktivovaných receptorů, velikosti ploténky a hustotě polem řízených Na^+ kanálů v okolí ploténky může svalová buňka reagovat na každý vzruch

přicházejících do nervového zakončení akčním potenciálem. (Trojan, 2003; Trojan, 2005)



Obrázek č. 1 - Nervosvalová ploténka (Trojan, 2005)

Z nervových zakončení se uvolňují kvanta mediátoru z váčků naplněných acetylcholinem. Stává se tak nejen při akčním potenciálu, ale i při náhodném kontaktu váčku s aktivní částí presynaptické membrány. Při tomto náhodném kontaktu vyvolá acetylcholin na postsynaptické membráně aktivaci poměrně malého počtu nikotinových receptorů, a tím i depolarizaci menší než 1 mV, která má charakter pouze místního podráždění a nevyvolá akční potenciál. (Trojan, 2003)

3.2 POHYBOVÝ SYSTÉM

Pohybový systém dle Věleho (2006) můžeme rozdělit do čtyř složek:

- I. podpůrná složka – kosti, klouby, vazy (mechanická báze)
- II. silová složka – svaly (zdroj energie)
- III. řídicí složka – nervový aparát (řízení pohybu)

IV. logistická složka – metabolismus (přísun, přeměna a odpad látek)

Podpůrná složka je pevnou mechanickou oporou pro pohyb. *Silová složka* přeměňuje chemickou energii na mechanickou k uskutečnění pohybu. *Řídící složka*, jak z názvu vyplývá, řídí a adaptuje pohybové programy podle neustále se měnících podmínek. *Logistická složka* nastavuje a udržuje podmínky pro činnost vnitřního prostředí.

Výkonovou částí pohybového systému je myoskeletální aparát, do kterého je potřeba zahrnout centrální nervový systém jako řídící složku a logistiku, které se mohou rovněž stát zdrojem poruch. Receptory myoskeletálního aparátu v kloubech, ligamentech, šlachách, fasciích a svalech podávají zpětnovazebné informace důležité při řízení pohybu a tak bez centrálního nervového systému není pohyb možný. (Véle, 2006)

3.2.1 ANATOMICKÁ STAVBA HLEZENNÍHO KLOUBU

Articulatio talocruralis (horní kloub zánártní čili kloub hlezenní) je složený kloub, ve kterém tvoří spojení tibie a fibula s talem. Svým spojením připomíná kladkový kloub. Kloubní plochy tvoří hlavice, kterou tvoří trochlea tali s kloubními povrchy na proximální ploše i na obou bočních plochách, a jamka, což je vidlice tvořená tibií. Kloubní pouzdro se upíná po okrajích kloubních ploch a jak vepředu, tak vzadu je volné a slabé tak, aby stačilo pohybům kloubu. Boky pouzdra jsou zesíleny ligamenty collateralia mediale (deltoideum) a laterale, která se rozbíhají od kotníků na talus a calcaneus. Ligamentum collaterale mediale je silný trojúhelníkovitý vaz pevně srůstající s kloubním pouzdrem a dosahuje vepředu až na os naviculare. Dělíme ho na část povrchovou a hlubokou, která je základem stability kloubu na vnitřním okraji nohy. Ligamentum collaterale laterale je slabší vaz s nejvýznamnějším ligamentem talofibulare anterius a je primárním stabilizátorem hlezenního kloubu. Pohyby v hlezenním kloubu, které je možno provést ze základního postavení, jsou plantární flexe (30-35°) a dorzální flexe (20-25°). Tyto pohyby nejsou „čisté“. Díky tvaru kloubních ploch dochází při plantární flexi zároveň k inverzi nohy a při dorzální flexi k everzi. Talus se vlivem svého šroubovitého tvaru kladky při flexi stáčí do supinace a při extenzi se pohybuje opačně. Každý pohyb v hlezenním kloubu je také provázen rotací bércových kostí, zejména fibuly. Při plantární flexi je fibula tažena vpřed, při dorzální flexi se fibula posunuje dozadu a nahoru. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

Articulatio subtalaris (dolní kloub zánártní) je funkční jednotka na spodní straně hlezenní kosti a na horní ploše kosti patní. Skládá se z oddílu zadního a předního. Součástí zadního oddílu je articulatio subtalaris, jehož kloubní plochy tvoří zadní kloubní plocha hlezenní a patní kosti. Jedná se o kloub kulovitý. Pouzdro kloubu je krátké, poměrně tenké a kloubní štěrbina nekomunikuje s ostatními tarzálními klouby. Kloubní pouzdro zpevňují tři vazy – ligamentum talocalcaneum laterale et mediale a ligamentum interosseum uložené v sinus tarsi. Přední oddíl dolního zánártního kloubu tvoří articulatio talocalcaneonavicularis. Jak z názvu vyplývá, kloubní plochy jsou tvořeny hlavicí talu překrytá hlubokou konkavitou člunkové kosti a střední a přední plochou talu a calcaneu. Pouzdro je zesíleno několika vazy a některé z nich dotváří kloubní plochy jako např. ligamentum calcaneonaviculare (plantare). Tento vaz má na své horní, do kloubu přivrácené ploše chrupavku. Na dorzální straně kloubu jde ligamentum calcaneonaviculare (dorsale), který je součástí ligamentum bifurcatum. Je to vaz ve tvaru písmene V uložený na hřbetu nohy jdoucí z patní kosti na člunkovou a kubickou kost. Subtalární a hlezenní kloub představují funkční jednotku, ve které rozsah pohybu v obou kloubech dovoluje vzájemnou funkční kompenzaci. Pohyby v subtalárním kloubu se dějí kolem šikmé osy jdoucí od laterální strany patní kosti k vnitřnímu okraji os naviculare. Tyto pohyby jsou kombinované – plantární flexe s addukcí a inverzí a dorzální flexe s abdukci a everzí. (Dylevský, 2009a)

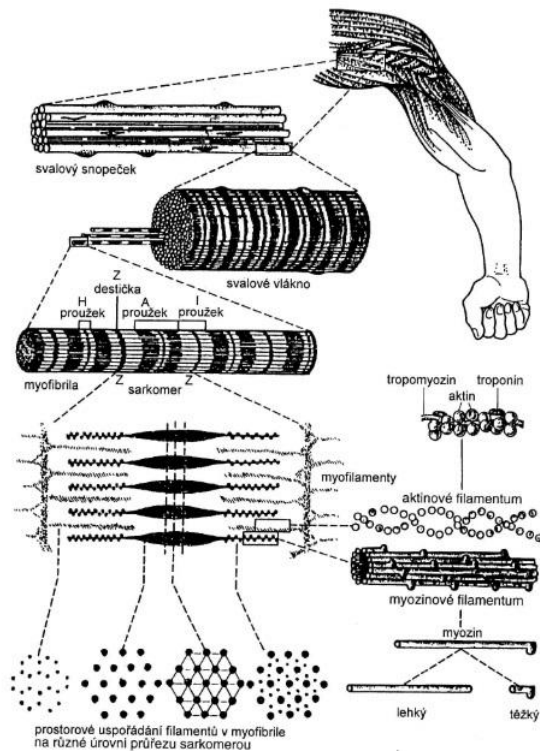
Musculi cruris neboli svaly bérce můžeme rozdělit do tří skupin a to: svaly přední skupiny (inervace nervus fibularis profundus), svaly laterální skupiny (n. fibularis superficialis) a svaly zadní skupiny (n. tibialis), které jsou funkčně flexory nohy a prstů. Tato zadní skupina svalů se dále dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu. Tyto vrstvy jsou odděleny mezisvalovým septem, které vede od tibie k zadnímu osteofasciálnímu septu fibuly. Povrchovou vrstvu tvoří musculus triceps surae, složený, jak již z názvu vyplývá, ze tří hlav – musculus gastrocnemius, který tvoří dvě hlavy, a musculus soleus, a také musculus plantaris. Naopak hlubokou vrstvu tvoří musculus popliteus, patřící funkčně ke kloubu kolennímu, musculus tibialis posterior, musculus flexor digitorum longus a musculus flexor hallucis longus. Musculus triceps surae má, jak již bylo zmíněno, tři hlavní složky. Musculus gastrocnemius – caput mediale a caput laterale. Tento sval začíná na horním okraji obou kondylů femuru, přechází v bříška, které přecházejí v mohutnou šlachu – tendo calcaneus (Achillova šlacha) upnutou na tuber calcanei. Třetí částí uloženou více v hloubce je musculus soleus, jenž začíná na hlavicí fibuly a na lineae musculi solei tibie. Tyto začátky jsou spojeny šlašitým

obloukem (arcus tendineus musculi solei). Mohutné svalové břicho tohoto svalu se opět připojuje do Achillovy šlachy. Mezi musculus gastrocnemius a musculus soleus je vložen musculus plantaris. Celý m. triceps surae se upíná Achillovou šlachou na tuber calcanei. Mezi šlachou a tuberem je vždy bursa tendinis calcanei, v podkoží na tuberu je bursa subcutanea calcanea. Hlavní funkcí m. triceps surae je plantární flexe nohy, m. gastrocnemius také pomáhá při flexi kolene. Důležitou funkcí tohoto svalu je, že zdvíhá tělo při chůzi a udržuje pozici bérce vůči noze, takže ho řadíme mezi posturální svaly. Musculus gastrocnemius má spíše funkci dynamickou, zatímco u musculus soleus převažuje funkce statická. Jeho posturálním úkolem je vyrovnávat sklon (retroverzi) holenní kosti. Inervován je nervem tibialis, jenž má kořenovou inervaci L5-S3. Sval z hluboké vrstvy, který se také podílí na plantární flexi nohy, je m. tibialis posterior. Dalšími pomocnými svaly mohou být: m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a oba mm. fibulares (peronei). (Čihák, 2011, Dylevský, 2009a)

3.2.2 STAVBA KOSTERNÍHO SVALU

Základní aktivní složkou svalu jsou příčně pruhovaná svalová vlákna. Jejich délka i tloušťka je různá a záleží na jednotlivých svalech a individualitě. Druhou složkou svalu je vazivo, které spojuje a obaluje svalová vlákna, celý sval a tvoří úpony svalů na kost (šlachy). Svalové cévy, nervy a pomocná zařízení svalová (bursy, šlachové pochvy) patří ke svalu jakožto orgánu. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

Jednotlivá svalová vlákna (Obrázek č. 2) jsou spojena minimálním množstvím vaziva, takže sarkolemy sousedních vláken se vzájemně nedotýkají. Spojení určitého počtu svalových vláken, které jsou obklopeny určitou vrstvičkou vaziva, se nazývá primární svalový snopeček. Z těchto primárních snopečků mohou být tvořeny malé svaly nebo z nich vznikají sekundární snopce, které jsou opět obaleny vazivovou vrstvou. Tyto sekundární snopce se mohou dále sdružovat do snopců vyšších řádů. Celý povrch svalu je pak obalen souvislou vrstvou vaziva. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)



Obrázek č. 2 - Jednotlivé elementy vlákna kosterního svalu (Trojan, 2005)

Podle umístění označujeme vazivo, které obaluje svalová vlákna a svalové snopce – endomysium. Vazivo, které obaluje celý sval na povrchu, nazýváme epimysium nebo také fascie (povázka svalová). Fascie nemusí obalovat jen jeden sval, ale může obalovat celou skupinu svalů – fascie povrchová. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

Osteofasciální septa jsou přepážky mířící od povrchové fascie k periostu kosti a oddělují prostory po skupině svalů - spatia, kudy mohou často probíhat kmeny nervů a cév. (Čihák, 2011)

Tuhé vazivo složené ze snopců hustých paralelních kolagenních fibril se nazývá šlacha svalová. Ta je tvořena snopci obklopenými vmezeřeným vazivem, peritendineum internum, a jejich množství je různé podle velikosti šlachy. Vazivo, které tvoří na povrchu šlachy souvislý obal, peritendineum externum. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

Aponeurosy jsou ploché šlachy, jejichž snopce jsou rozloženy v několika vrstvách, které se překrývají a vzájemně kříží. (Čihák, 2011)

Myotendinosní junkce je označení pro spojení svalových vláken se začáteční a úponovou šlachou svalu a jejich úkolem je zajistit pevný přechod svalových vláken ve vazivové struktury, které dále pokračují ve šlachu. (Čihák, 2011)

Na svalu rozeznáváme tři funkční a tvarové úseky. Začátek svalu (origo) je tam, kde je sval pomocí šlachy připojen ke kosti. Dále sval přechází ve svalové břicho (venter), které se zužuje v úpon (insertio) pomocí šlachy ke kosti. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009a)

3.2.3 SVALOVÝ TONUS

Svalový tonus je proměnlivé napětí ve svalu závislé na stavu CNS, které souvisí s konzistencí svalu a turgorem okolních měkkých tkání. Proměnlivý tonus je v úzkém vztahu k elasticitě svalu, která je jeho stálou vlastností. Změníme-li tvar svalu pasivním protažením, vrátí se do původní polohy nejen díky elasticitě, ale i aktivitou CNS. Dle Koláře (2009) je z klinického pohledu svalový tonus hodnocen jako stupeň odporu a rozsahu při pasivním pohybu za předpokladu, že vyšetřovaný segment je relaxovaný a kloub není poškozen. S touto definicí se shoduje i Americká asociace elektrodiagnostické medicíny (AAEM). Svalový tonus zahrnuje aktivní napětí a pasivní vnitřní viskoelastické napětí tkáně, která není v kontrakci a má za úkol držet posturu, stabilitu, adekvátní krevní cirkulaci a co největší energetickou úsporu po delší dobu trvání, aby nedošlo k únavě. (Chuang et al., 2012a) Trojan (2003) toto rozlišuje jako tzv. reflexní tonus a klidový tonus vyplývající z vlastností elastických struktur svalu. Tonus, který má podklad v elastických strukturách svalu, představuje příznivou výchozí polohu svalu pro jeho kontrakci, existuje dlouhodobě, bez energetických nároků a nejeví únavu. Pokud není sval dostatečně elastický, může docházet lehce k jeho únavě a k omezení rychlosti pohybu. (Chuang et al., 2012b) Zato reflexní tonus má charakter izometrické kontrakce, je řízen signály ze svalových větének, které jsou závislé na stupni natažení svalu a gama inervaci. Napomáhá tak např. k rychlému uskutečnění náhlé kontrakce. Velký význam má i senzitivní inervace z okolí kloubů. Na udržování reflexního napětí se podílí jednotlivé motorické jednotky, které se ve funkci střídají. (Trojan, 2003; Trojan, 2005) Tuhost svalu je schopnost svalu bránit se deformaci v důsledku vnějších sil. Rychlost a snadnost pohybu prováděného agonistou je závislá na tuhosti antagonisty. Když je sval tužší, je potřeba vykonat větší sílu a zvyšuje se tak energetický výdej pohybu. (Chuang et al., 2012b) Dojde-li k přerušení zásobujícího nervu, větší část svalového napětí mizí. Přeruší se tak spojení svalu s řídicími neurony a přestanou proudit vzruchy a současně axoplazma, která udržuje funkční schopnost svalu. Podle histologických nálezů i vazivo ve svalu vykazuje kontraktilní elementy,

kteřé by mohly být zásobeny autonomními vlákny s velmi pomalou reakcí, kterou pozorujeme při protahování vazivové fascie. Reologické vlastnosti vazivové tkáně se tak také podílí na svalovém napětí. Vazivo zpevňuje sval a současně vymezuje rozsah jeho pohyblivosti. K udržení jeho pružnosti je potřeba pravidelné rytmické zatěžování. Pokud dojde k retrakci vazivového stromatu svalu, dojde k omezení volnosti svalových vláken a k omezení průtoku krve svalem. Klesá tak jeho pracovní výkonnost a sval není schopen maximální aktivity. Při zvýšeném napětí v kontraktilní části svalu hovoříme o svalovém spasmu, pokud dojde k retrakci vaziva, hovoříme o svalové kontraktuře. (Kolář, 2009; Věle, 2006)

Svalový tonus je výsledkem složitého regulačního mechanismu. Ten je tvořen míchou, mozkovým kmenem, retikulární formací, mozečkem, bazálními ganglii, thalamem a mozkovou kůrou. Významnou roli v těchto reflexních dějích hrají i aktivované proprioreceptory, exteroceptory a interoceptory. Na nastavení tonu se tak podílí jak centrální, tak periferní senzitivní nervový systém působením na alfa a gama-motoneuron. Gama-systém nastavuje excitabilitu motoneuronů, ale i úroveň dráždivosti motoneuronů a úroveň svalového tonu. Nejjednodušší způsob řízení svalového tonu je na segmentální úrovni, kde je zajišťován kombinací funkce několika zpětnovazebních okruhů. Supraspinální řízení je zprostředkováno motorickými drahami, které působí na alfa a gama-motoneurony a spinální interneurony. Na regulaci se podílí i řada transmiterů – glutamát (excitační), kyselina γ -aminomáselná (GABA), katecholaminy a serotonin. Svalový tonus ovšem závisí i na aktuálním stavu mysli a na aktivitě limbického systému. (Kolář, 2009; Věle, 2006)

Pohledem můžeme odlišit ploché břicho hypotonického svalu, naopak u hypertonického svalu se břicho rýsuje a výrazně prominuje. Při palpaci hypotonického svalu pozorujeme, jak je sval měkký, nepružný, hadrovitého charakteru a snadno se posouvá proti spodině. Naopak normotonický sval je pružnější a více se brání změně tvaru. Kvantitativně hodnotíme svalový tonus podle 4 stupňů: 1) atonie (úplné vymizení tonu); 2) hypotonie (snížený tonus); 3) eotonie (normální tonus); 4) hypertonie (zvýšený tonus). (Věle, 2006)

Celkově hypotonie je doprovázena hypermobilitou, projevující se zvýšeným rozsahem pohyblivosti a tím i zhoršenou ochranou kloubů. Hypertonie může být vrozená nebo získaná nejen nemocí, ale i činností, která vyžaduje stav dlouhodobé pohotovosti (profese, sportovci). Každá změna polohy segmentu je doprovázena změnou svalového napětí, které je zaměřeno proti změně polohy. Pozorovat to lze na

souhybech při chůzi. Na straně vyššího svalového tonu jsou souhyby více tlumeny. Hypotonie může vzniknout i lokálně v partnerské dvojici svalů. Je-li agonista trvale zatěžován, pak v antagonistovi dochází k hypotonii. Snížení tonu může mít příčinu jak periferní, tak centrální. Proto je potřeba porovnávat tonus funkčně spojených segmentů a partnerských svalových skupin, abychom dokázali odlišit lokální změny od celkových. (Kolář, 2009; Véle, 2006)

3.2.4 MOTORICKÁ JEDNOTKA

Motorická jednotka je základní funkční a strukturální prvek motoriky. Je složena z motoneuronu v předním rohu míšním spojeného neuritem, který se štěpí na různý počet větví a ovládá tak různý počet kontraktilních vláken ve svalu. Velikost motorické jednotky je určena počtem ovládaných svalových vláken. Malé motorické jednotky (desítky svalových vláken) jsou v malých svalech vyvíjející malou, jemně odstupňovanou sílu. K nim řadíme např. svaly okohybné, mimické, žvýkácí nebo polykácí. V ostatních svalech nalézáme velké motorické jednotky (tisíce svalových vláken), které vyvíjejí větší sílu např. zádové nebo hýžděové svaly. (Trojan, 2005) V míše je spojen motoneuron svými dendrity s míšním neuronální sítí a dostává se tak do styku s drahami, kterými přicházejí do sítě signály jak z centrální nervové soustavy, tak i z periferie a ovlivňují jeho dráždivost. Pokud dojde k překročení prahu dráždivosti motoneuronu, vzniká signál, který se šíří neuritem ke skupině svalových vláken. Ty na něj reagují synchronním záškubem, který se po krátké době sám uvolní. Motorická jednotka pracuje rytmicky kvantovým způsobem podle zákona „vše nebo nic“ a uvolněné kvantum mechanické energie je za normálních podmínek vždy stejné. Motorická jednotka v pracovním cyklu má dvě fáze: 1) aktivní stav, kdy dochází ke zkrácení svalových vláken (aktivace – „vše“); 2) klidový stav, kdy má sval svoji klidovou délku (relaxace – „nic“). (Véle, 2006; Pfeiffer, 2007)

Kontrakce svalových vláken při podráždění motorické jednotky je aktivní a katabolickou fází jejího pracovního cyklu. V této fázi postupují vzruchy neuritem až k jeho štěpení a dále k motorickým ploténkám jednotlivých svalových vláken ke kontraktilním fibrilám. U nich dojde po příchodu vzruchu ke zkrácení podle „zašupovacího mechanismu“, jež tvoří aktinové a myozinové molekuly. Jedná se o synchronní záškub všech svalových vláken motorické jednotky. Vzruch provádí depolarizaci buněčné membrány svalového vlákna a projevuje se zevně akčním

potenciálem. Po depolarizaci je nutno membránu repolarizovat a to je metabolický pochod, kterým motoneuron čerpá energii, aby byl připraven na další vzruch. Tento anabolický proces trvá cca 100 ms. (Véle, 2006)

Akční potenciál spouští proces kontrakce motorické jednotky. Trvání kontrakce závisí na typu motoneuronu zásobujícího svalová vlákna. Tonické motoneurony se vyznačují delším trváním záškubu, naopak fázické motoneurony mají kratší trvání záškubu. Existuje ještě třetí typ svalových vláken, která tvoří přechod mezi oběma druhy. (Véle, 2006)

Dekontrakce je pasivní fáze pracovního cyklu motorické jednotky a nastává po skončení záškubu. Uvolnění vzniká chemickým procesem, který začíná už v období kontrakce tvorbou tzv. „relaxačního faktoru“ tvořícího se ve staženém svalovém vlákně. Po dosažení určité hladiny způsobí uvolnění stahu a tak nabude zkrácené svalové vlákno opět svou původní délku. Na uvolnění se nepodílí elektrická aktivita, ale pouze chemická. (Véle, 2006)

Frekvence záškubů, kdy může motorická jednotka pracovat bez únavy, je cca 10 za sekundu, tak aby došlo k plnému obnovení energetického potenciálu neuronu. Motorická jednotka může vyvinout i větší počet záškubů za kratší časovou jednotku, ale poté dochází k únavě z vyčerpání rezerv, protože nemohly být včas doplněny pro zkrácení restituční fáze.

Motorická jednotka má funkci pracovní a trofickou. Pracovní funkcí je myšleno, že je zdrojem pohybové energie pro sval, která se uvolňuje v kvantových skocích. Pracovní stavy jsou dva: 1) stabilní stav klidu (relaxace – „nic“); 2) labilní stav aktivace (excitace – „vše“). Jednotlivá kvanta energie se uvolňují příchodem vzruchu – elektrického impulzu přicházejícího z nervového vlákna k motorické ploténce. Sval vyrábí nejen sílu, ale i teplo, a protože se zahřívá, musí být zajištěno i chlazení cirkulačním systémem. (Véle, 2006)

Mezi motoneuronem a svalovými vlákny je i úzký strukturální vztah odehrávající se uvnitř nervových a svalových struktur a ovlivňující trofiku svalových vláken. Pokud dojde k přerušení nervu nebo zničení motoneuronu, znamená to atrofii svalu a zánik motorické funkce. Kontraktilní svalová vlákna se poté změň na tukovou nebo vazivovou tkáň a jejich funkce zaniká. Motoneuron je tedy zdrojem řídících vzruchů a látek, které udržují kontraktilní strukturu svalových vláken. Rychlost a intenzita proudu axoplazmy s těmito látkami závisí na činnosti neuronu. Nedochází-li delší dobu k aktivitě motorické jednotky, proud se zpomalí a svalová vlákna atrofují.

Zastaví-li se úplně po přerušení nervu, vzniká denervace provázená zánikem kontraktilní struktury a její přeměna v tukovou nebo vazivovou tkáň. (Véle, 2006)

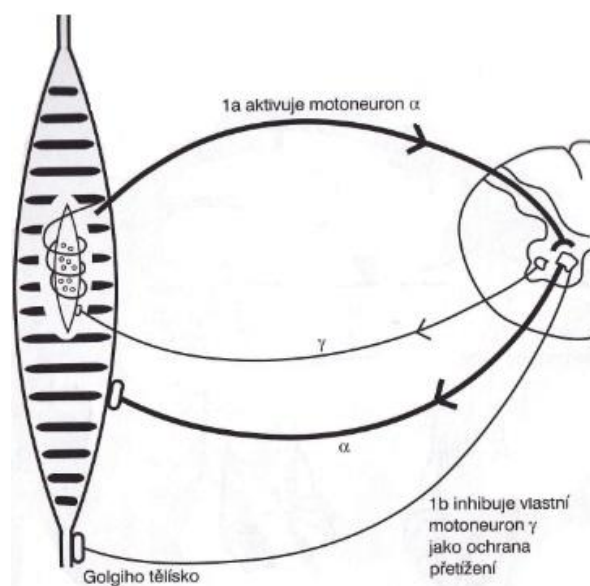
Motoneuron pracující podle zákona „vše nebo nic“ se řídí při práci matematickou logikou. Vstup motoneuronu tvoří dendritické nebo tělové synapse, které mají charakter buď facilitační, nebo inhibiční. Výstup motoneuronu tvoří neurit zásobující skupinu svalových vláken a řídící jejich funkci. K aktivaci motoneuronu dochází současným podrážděním většího počtu facilitačních synapsí. Vzniklý vzruch se pak přenáší neuritem k motorickým ploténkám svalových vláken. Pokud dojde k podráždění pouze jedné facilitační synapse, vzruch se nevytvoří, ale dojde ke snížení prahu dráždivosti. Při podráždění inhibiční synapse se vzruch nevytváří a vzniku vzruchu se zabraňuje zvýšením dráždivosti. (Véle, 2006)

3.2.5 ŘÍZENÍ SVALOVÉ ČINNOSTI

Organismus neustále přijímá velké množství informací z vnějšího prostředí, ale i z vlastního těla. Informace podávají receptory (primární receptorové neurony, primární smyslové buňky). Mají povahu pravých neuronů a prostřednictvím svých specifických dendritů jsou schopny reagovat na příslušná podráždění a předávají informace dál do nitra nervového systému. Mnoho aferentních informací ani nepřichází do vědomí, ani si je neuvědomujeme, ale jsou důležité pro správný chod orgánu nebo některého tělesného systému. Informace z receptorů jsou přepojovány na různé aferentní nervové dráhy v míše, v kmeni mozkovém nebo v mozkových hemisférách. Receptory dělíme z několika hledisek na: teloreceptory, exteroceptory, receptory hlubokého cití, enteroceptory. (Pfeiffer, 2007)

Chtěl bych se v následujícím odstavci zaměřit hlavně na hluboké propioceptivní orgány, které jsou zanořeny ve svalech jako tzv. svalová vřeténka a na úponech šlach Golgiho tělíska. Svalové vřeténko je senzitivní orgán, který podává aferentní informace o tom, jak je sval aktivně napjatý, nebo pasivně protažený. Současně může být samo řízení svalovými vlákny, která nejsou příčně pruhovaná, ale říkáme jim fuzimotorická. Tyto vlákna nepohybují svalem, ale jsou vmezeřená mezi normální svalová vlákna a registrují tak její délku a reagují tak na pasivní protažení svalu. Je mezi nimi přímá úměra, tudíž čím více je sval protažen, tím je ve svalových vřeténkách větší podráždění. Zaznamenávají informace pro CNS jak o fázických změnách délky svalu při pohybu, tak o změnách tonických při udržování určité polohy. (Trojan, 2005) V předních rozích

míšních jsou dva druhy motorických buněk: motorické buňky alfa, které mají silně myelinizované, rychle vedoucí neurity, které aktivují příčně pruhované svaly. Naopak motorické buňky gama řídí svými slabými nemyelinizovanými vlákny fuzimotorická svalová vlákna. Vřeténka mají anulospirální tvar obtáčeující svalové vlákno a přecházejí v nervové svalová vlákna typu Ia. Jsou to silná vlákna s rychlým vedením impulzů pokračující do příslušného zadního rohu míšního a na segmentální úrovni se napojuje synapsí na dendrit vlastní motorické buňky alfa a ovlivňuje její polarizaci nebo vyvolá depolarizaci a svalový stah příčně pruhovaných vláken. Aktivační podněty z CNS na malou motorickou buňku gama mohou neurity výrazně napnout tento anulospirální tvar a zvýšit tak dráždění motoneuronu alfa snížením polarizace jeho buněčné membrány. Aktivační i inhibiční podněty přicházejí hlavně po retikulospinální dráze, ale i z jiných drah. Existují i podlouhlá vřeténka, z nichž vycházejí aferentní nervová vlákna typu II, když je sval v klidu. Jsou to tenká vlákna končící na rozhraní centrální (senzitivní) a periferní (kontraktilní) oblasti. Tyto vřeténka jsou nejvíce umístěna v extenzorech. (Pfeiffer, 2007; Trojan, 2005)



Obrázek č. 3 - Gama klíčka svalového vřeténka (Pfeiffer, 2007)

Oba typy vláken jsou drážděny při natažení svalových vláken vřeténka. Při jejich natažení se zvyšuje frekvence akčních potenciálů, při zkrácení naopak klesá. Při změnách délky svalu se projevují rozdíly mezi oběma typy vláken. Frekvence potenciálů při natažení svalu ve vláknech typu Ia je mnohem vyšší než ve vláknech typu

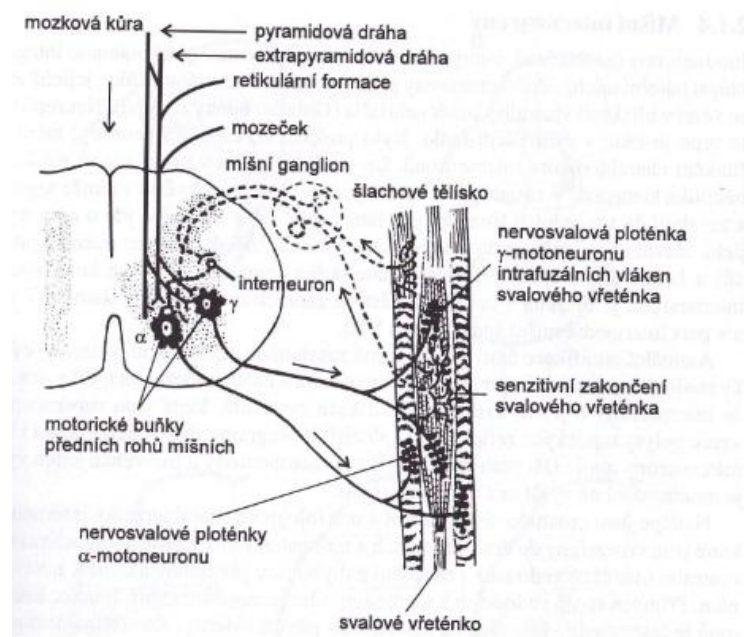
II. Při zkrácení je frekvence potenciálů ve vláknech typu Ia nulová a ve vláknech typu II přetrvává nízká frekvence akčních potenciálů. Změna délky svalu a rychlost této změny se odráží ve frekvenci akčních potenciálů ve vláknech typu Ia. Signalizují tedy dynamické změny délky svalu – dynamickou senzitivitu. Vlákna typu II přenášejí informace o statické délce svalu. Tyto informace pak končí v různých oblastech míšni šedi. (Trojan, 2005)

Intrafuzální svalová vlákna uvnitř svalových vřetének mají vlastní inervaci zprostředkovanou γ -motoneurony z předních rohů míšních. Napětí těchto vláken inervovaných vlákny typu $A\gamma$ řídí úroveň dráždivosti svalových vřetének. Tento systém řídící dráždivost receptoru v závislosti na intenzitě a kvalitě podnětu se nazývá γ -systém (Obrázek č. 3). Má charakter autoregulačního zpětnovazebného systému závislého na stupni natažení svalu. Svalová vřeténka tak neustále porovnávají vlastní délku s délkou okolních svalových vláken. Pokud dojde ke zkrácení svalu, γ -systém zajistí přiměřené zkrácení intrafuzálních vláken a zachová dráždivost svalových vřetének. (Trojan, 2005)

Kontrakce svalů může být tedy vyvolána dvojím způsobem – přímým podnětem z α -motoneuronů nebo nepřímo - reflexně podněty z γ -motoneuronů. Tato dvojí regulace svalové kontrakce má za úkol zajistit přiměřené svalové napětí a jeho řízení při různém napětí svalu. γ -systém tedy hraje významnou roli při posturálních reflexech, při udržování a řízení tonusu antigravitačních svalů. Je řízen retikulární formací, jejímž prostřednictvím se uplatňují také regulační vlivy z mozečku, z bazálních ganglií a z mozkové kůry. (Trojan, 2005)

Retikulární formace ovlivňuje pomocí některých svých jader v prodloužené míše, pontu a ve středním mozku motoriku kosterních svalů. Působí především na posturální motoriku (antigravitační svaly) a ovlivňuje svalový tonus. Svůj vliv jádra realizují pomocí tractus reticulospinalis, vestibulospinalis a rubrospinalis a regulují tak míšní alfa i gama motoneurony. Informace pro tuto regulaci získávají z proprioreceptorů šijových svalů, z vestibulárních jader, z mozečku, z bazálních ganglií a z mozkové kůry. Tyto dráhy patří z pohledu řídicích systémů motoriky do mediálního motorického systému – paleomotoriky, jež řídí hrubou motoriku a systém velkých motorických jednotek. Retikulární formace spolu s vestibulárními jádry a míchou nastavují svalový tonus extenzorů končetin a trupu (antigravitačních svalů). Člověk je tak schopen udržet stálou polohu hlavy a vzpřímený postoj. Rotační pohyb hlavy při chůzi, běhu či předklonu dráždí kinetické čidlo a vede k vychylování těžiště těla a potřebě ho vyrovnávat. Informace z kinetického čidla jdou přes vestibulární jádra do

vývojově starších oddílů mozečku a do retikulární formace (Obrázek č. 4). Odtud je ovlivňován tonus svalových skupin provádějící opravné pohyby. Dle funkčního členění mozečku je pro nastavení svalového tonu nejdůležitější spinální mozeček. Ten přijímá informace z proprioreceptorů exteroceptorů taktilního čítí i z interoceptorů a následně je analyzuje při svalové kontrakci a při změnách svalového napětí. Vestibulární mozeček udržuje vzpřímenou polohu na základě informací ze statokinetického čidla a cerebrální mozeček koordinuje úmyslné pohyby. (Dylevský, 2009b)



Obrázek č. 4 - Motorická a senzitivní inervace svalu (Trojan, 2005)

Golgiho šlachové tělísko je v místech úponu šlach a má vyšší práh dráždivosti než svalové vřeténko. Tvoří ho několik svazků kolagenních vláken a je obaleno jemným vazivem. Reaguje jak na pasivní protažení, tak na svalovou kontrakci a to daleko citlivěji. Když je šlacha svalu značně napjatá, dochází k jeho aktivaci, a poté začne působit aferentními podněty inhibičně na vlastní sval a pomocí interneuronů na sval antagonistický. Tento mechanismus je obrana před mechanickým poškozením svalu popř. utržením šlachového úponu. (Pfeiffer, 2007; Trojan, 2005)

Určitá část nervových vláken (axonů) v zadních kořenech míšních vstupuje do zadních kořenů míšních. Fasciculus gracilis Golli a fasciculus cuneatus Burdachi směřují kraniálně až do prodloužené míchy, kde se kříží a přepojují na druhý neuron. Toto slouží k hluboké posturální vibrační citlivosti, kterou si uvědomujeme. Částečně je

i její součástí doteková citlivost. Vzruchy ze svalstva i pokožky jsou vedeny až do mozkové kůry a pomocí nich si uvědomujeme vlastní tělesné schéma, aktuální polohu končetin a svalové napětí. (Pfeiffer, 2007)

Další část kořenových vláken, končící kolem buněk v krčku zadního rohu míšního, se dál na téže segmentální úrovni kříží a přechází na druhou stranu míchy. Tyto nervové buňky, které přenášejí proprioceptivní informace, jsou v míše seskupeny do dvou jader, laterálního Bechtěrevova a mediálního Stillingova-Clarkova. Z těchto jader pak pokračují vzhůru v postranních provazcích míšních jako tractus spinocerebellares do mozečku. Jedná se o typ neuronů proprioceptivní senzibility hlubokého čítí směřující do mozečku, které si neuvědomujeme. (Pfeiffer, 2007)

Některá kořenová vlákna prostupují míšní šedí sagitálně a vedou přímo k motorickým buňkám předních rohů míšních. Tento typ neuronů slouží k realizaci elementárních segmentálních reflexů, jejichž efektozem jsou příčně pruhované svaly a jejich svalová vřeténka. (Pfeiffer, 2007)

3.3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI MĚKKÝCH TKÁNÍ

Biologické tkáně se vyznačují viskoelastickými vlastnostmi a nelineárním průběhem zátěžové křivky, kterou v obecnějších případech popisujeme tzv. konstitutivní rovnicí, která závisí na čase i rychlosti deformace. Veškeré vlastnosti živých biologických materiálů jsou interindividuální a závislé na okamžitém stavu osoby i na její komplexní historii (pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, životní styl aj.) Obecně je řadíme mezi materiály viskoelastické, anizotropní a nehomogenní, tzn. že tuhost je závislá na rychlosti deformace, projevuje se hysterézní křivkou při změnách zatížení a projevy relaxace a creep v čase. Mechanické vlastnosti biologických materiálů jsou dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací, kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Míra zastoupení jednotlivých vláken a jejich prostorové uspořádání výrazně určují jejich mechanické vlastnosti, která jsou navíc ovlivněny množstvím mezibuněčné amorfnní hmoty. (<http://biomech.ftvs.cuni.cz>)

Charakteristickou funkční vlastností svalové tkáně je schopnost kontrakce a relaxace. Svaly mají elastické vlastnosti, a to jak pasivní (nezávislé na excitaci), tak i závislé na kontrakci. Jejich elasticita je daná mechanickými vlastnostmi buněčné

membrány, vazivových struktur svalu a zejména molekulárních struktur kontraktálního aparátu. (Trojan, 2003)

Aktivní sval se vyznačuje vyšší tuhostí než sval pasivní (bez nervosvalové stimulace). Tuhost svalu narůstá se stupněm excitace. Neaktivovaný sval je elastický a klade odpor deformaci při prodlužování délky nad klidovou délku. Jakmile přestane deformující síla působit, sval se rychle vrátí do původní délky. Pokud tato síla překročí jistou hodnotu, sval se trhá. Pevnost je u každého svalu různá a pohybuje se mezi 4 až 12 kg/cm². Elastická síla, kterou je nutno při protahování svalu překonat, má nejen statickou, ale také dynamickou složku, která roste s rychlostí protahování. (Trojan, 2003)

Za hlavní zdroj elasticity svalu byly dříve považovány různé složky extracelulárního pojiva a buněčné membrány. Postupně však bylo prokázáno, že se významně uplatňují elastické vlastnosti titinu. Délka molekuly titinu, tak určuje strmost závislosti elastické pasivní síly na délce svalu. (Trojan, 2003) Dle Dylevského (2009a) se uplatňuje při elasticitě nejen titin, ale i nebulin a také další proteiny jako desmin, vimetin či syndesmin. Dokonce byly i zjištěny rozdíly pružnosti titinu v rámci vícesložkových svalů konkrétně v jednotlivých hlavách musculus triceps surae.

Sval je upnut na kost prostřednictvím šlachy, vazy (ligamenta) tvoří zesílená místa kloubních pouzder. Primární svazky kolagenních vláken jsou odděleny pouze vazivem, které jsou stočeny v sekundární svazky definované podle cév a nervů a obalené v řídkém vazivu. Šlacha přechází ve vazivovou tkáň svalu. Jejich reologické vlastnosti, jak bylo výše zmíněno, závisí na poměru vláken kolagenu a elastinu. Rozhoduje také umístění, staří a zátěžová historie. Vazy a šlachy jsou uzpůsobeny přenosu zatížení v tahu a záleží na způsobu aplikace vnějšího zatížení, jestli se projevuje jak tečení, tak zpevnění vzhledem k viskoelastickým vlastnostem. Šlacha tak tvoří se svalem funkční komplex. Podle uspořádání vláken a jejich připojení ke šlaše je přenášená síla ze svalu na kost. (Dylevský, 2009a; <http://biomech.ftvs.cuni.cz>)

Kůže je dvovrstevný protektivní systém na povrchu těla. Má komplexní stavbu, která jí umožňuje přizpůsobovat se pohybu a změnám tvaru těla. Každá vrstva má své specifické postavení. Zevní epitelová epidermis, odvozená od embryonálního ektodermu, plní především statické mechanické funkce. Vnitřní pojivová dermis je mezenchymového původu a dodává kůži dynamickou mechanickou pevnost, ohebnost, tažnost i odolnost proti tahu. To je umožněno architektonickou spleť kolagenních vláken. Její návrat do původní polohy zajišťují elastická vlákna. Obsahuje také nervy a

cévy vyživující kůži. Pod těmito dvěma vrstvami kůže se nachází podkožní vazivo, které je tvořeno sítěmi kolagenních a elastických vláken, mezi kterými jsou roztroušeny vazivové buňky. (Trojan, 2003; Dylevský, 2009a)

3.4 LEDNÍ HOKEJ

Lední hokej je sportovní, týmová, branková hra, která má svá daná mezinárodně platná pravidla. Soupeří mezi sebou dvě mužstva o 6 hráčích v plné výstroji (brankář, dva obránci, tři útočníci). Děj se odehrává na ledové ploše, po které se hráči jednotlivých týmů pohybují pomocí bruslí. Jejím cílem je vstřelení kotouče, vedeného hokejovou holí, do branky soupeře. Vyznačuje se svou rychlostí a možností tvrdého prosazování se v osobních soubojích. Pro lední hokej je charakteristická vysoká fyzická i psychická náročnost, kdy hráči v krátkém časovém úseku vydávají maximum svých sil. Tato skutečnost je kompenzována střídáním hráčů v nepravidelných intervalech v průběhu hry nebo při přerušení, kteří se regenerují relativně delším pobytem na střídačce. Střídání napětí a uvolnění, stejně jako akce vázané na různý bruslařský pohyb a různou techniku ovládnutí kotouče, vytvářejí speciální požadavky na fyzickou, psychickou i technickou přípravu hráče. (Bukač, Dovalil, 1990) Hrací plocha je ohraničena pevným hrazením, které ponechává kotouče ve hře. Množství variant činností a rychlosti jejich provádění je určeno jejich velkým počtem, rozděleným podle účelu na herní činnosti jednotlivce, skupin či celého družstva. Utkání je rozděleno na tři třetiny, kdy každá třetina trvá dvacet minut čistého času. (Kostka, Bukač, Šafařík, 1986)

Lední hokej je specifický tým, že jeho základní pohyb je vykonáván prostřednictvím umělých pohybů. Hokejové bruslení je základem pro všechny následující činnosti na ledě a jeho zvládnutí vyžaduje dlouhou dobu nácviku. Jeho osvojení podmiňuje dosaženou úroveň taktických a technických dovedností. (Pavliš, Perič, 1996)

Z fyziologického pohledu představuje lední hokej intervalový a přerušovaný typ pohybové činnosti, která vyžaduje široké spektrum motorických dovedností, reakčních a rozhodovacích schopností, kvalitu a souhru analyzátorů i vysokou úroveň celkové tělesné zdatnosti (rychlosti, síly a vytrvalosti). Fyziologické nároky se poněkud liší v závislosti na postavení hráče v mužstvu (útok, obrana, brankář) i na úrovni a stylu hry. Pro lední hokej je typické střídání cyklických (bruslení) a acyklických pohybových činností (střelba). Bruslení s kotoučem i bez kotouče se střídá s krátkými úseky

maximálního zrychlení a sprintů s osobními souboji, přihrávkou a střelbou (Pavliš a kol., 1995).

Utkání v ledním hokeji má intervalový charakter, obvykle se 40-50 sekund trvající intervaly zatížení (přerušované na 11-20 sekund dlouhé úseky) střídají s 250 sekundami odpočinku. Celé utkání představuje cca 15 minut práce a podle různých autorů 4500-5500 metrů bruslení. Při hře dosahuje srdeční frekvence asi 75-90 % maxima a ani na střídačce, vlivem emocí, neklesá pod 120 tepů/min. Intenzita hry dosahuje asi 70-80 % VO_2max , intenzita metabolismu 3200 % náležitého bazálního metabolismu a energetický výdej asi 36-50 kJ/min.

Hra klade nároky jak na vytrvalostní a silové schopnosti, tak i na obratnost, koordinaci i vysokou reaktivitu. Silově, a to jak staticky tak i dynamicky, jsou zatěžovány především dolní končetiny a jejich klouby. Nezanedbatelná je přitom hmotnost výstroje a výzbroje. Významná je rovněž posturální zátěž vyplývající z nezbytnosti udržování stabilní polohy hráče v průběhu hry.

3.4.1 BIOMECHANIKA BRUSLENÍ

Lokomoce hráčů je základem individuálního herního výkonu. V případě ledního hokeje je to lokomoce specifická (bipedální, arteficiální). Styčná plocha hokejové brusle s ledovou plochou ve stoji je pouze $1cm^2$ (2,5x0,4 cm) a plošky nohou jsou cca 9 cm nad podložkou. Vzhledem k tomuto postavení vyžaduje technika bruslení především perfektní zvládnutí předozadní a stranové rovnováhy na bruslích. Hokejové bruslení je účelová herní činnost jednotlivce, je prostředkem k uskutečnění hry. Mechanická podstata (vnější struktura pohybu) - cyklický pohyb, kde se opakuje fáze odrazu a skluzu. Z hlediska kinematiky jde o pohyb posuvný – klouzání. (Helešic, 2005)

Přímé bruslení je cyklickým pohybem dolních končetin, v herním projevu se bruslení mnohdy stává i pohybem acyklickým. Úroveň bruslařské rychlosti je dána složením tří faktorů: nasazením maximálního silového úsilí, frekvencí odrazů a vlastní technikou bruslení. Techniku bruslení autoři člení na fázi akcelerace, fázi stabilizace frekvence bruslení a fázi obrátů - změn směru. Za základ je považována fáze druhá, kdy síla odrazu a frekvence kroku určují rytmus pohybu a jeho výslednou rychlost. Bukač (2005) se však domnívá, že proměnlivé podmínky individuálního herního výkonu, jehož základem je bruslení, vyžadují spíše dokonalé zvládnutí fáze akcelerace a změny směru.

Biomechanická analýza bruslení rozlišuje fáze postoje, odrazu a skluzu. Rozeznáváme postoj nízký a vysoký. Pro dobrou techniku bruslení je charakteristický nízký postoj, kdy úhly v kyčelním kloubu jsou 90° - 120° , sklon trupu je 10° - 35° a úhel v kolenním kloubu 125° - 160° . Tento nízký postoj je účelnější pro silný odraz, který působí po delší dráze, avšak způsobuje rychlejší únavu svalů. Na fázi odrazu závisí budoucí rychlost pohybu hráče. Je tím účinnější, čím je větší odrazové úsilí, čím delší je dráha odrazu a čím menší je jeho úhel se směrem celkového pohybu hráče. Přičemž však nesmí být porušen úhel postavení brusle ve fázi odrazu, aby nedošlo k jejímu podklouznutí. Důležitou roli hraje i kvalita ledu a odpor prostředí. Po dokončení odrazu pravé nohy spočívá váha těla na ohnuté levé oporné noze, která je ve skluzu. Kolmice spuštěná z těžiště těla prochází bruslí a má kolmou polohu vzhledem k povrchu ledu. Po odrazu se pravá noha ohýbá v kolenním kloubu a bērec jde rovnoběžně s ledem, až dojde švihem k přitažení nohy ke skluzné noze. Brusle se začíná pokládat na led přes přední část nože. Následně se poruší rovnováha bruslaře, který přepadává vpřed do strany. Švihová noha se staví na led na vnější hranu brusle. Odraz začíná prudkým napnutím nohy v kolenním a kyčelním kloubu, jehož maxima dosáhneme pod výše zmíněnými úhly v kolenním a kyčelním kloubu. Odrazová brusle klouže směrem vpřed a stále stranou. Brusle se překlápí z vnitřní na vnější hranu a odraz je dokončen přední částí nože. Po dokončení odrazu se bruslař opět vrací do jednooporné fáze, kdy klouže na silně ohnuté pravé noze. (Pavliš a kol., 1995)

Elektromyografická analýza ukazuje, že aktivita přímého svalu stehenního (musculus rectus femoris) je při snaze dosáhnout co nejvyšší rychlosti pohybu rozdílná. Různě vysoké průměrné tenze svědčí o rozdílech v silovém vkladu. Nejnáročnější je přímá jízda vpřed, nejmenší silové úsilí je vynakládáno při překládání (změně směru). I z této analýzy vyplývá, že dominantním faktorem rychlosti bruslení je síla extenzorů kloubů dolních končetin. Silová složka se výrazně promítá do způsobu bruslení (Helešic, 2005).

Vzhledem k pravidly povolenému fyzickému kontaktu hráčů je především akcelerační fáze bruslení ovlivněna odporem soupeře. Překonání odporu soupeře závisí na obratnosti hráče a také na síle a rychlosti, s jakou je překonán. Vlastní podíl technické složky bruslení je zde menší a koncentruje se do udržení postoje a postavení brusle ve fázi odrazu a změně směru. Silový efekt činnosti svalů zabezpečujících pohyb hráče je závislý na jejich mezisvalové koordinaci. Ta může být vlivem odporu porušena a tím dojde k narušení techniky bruslení.

Hráči ledního hokeje tak musí přizpůsobovat techniku bruslení podmínkám, což ve svém důsledku vede k daleko silovějšímu způsobu bruslení. Bukač uvádí, že při odporu vyšším než 5% hmotnosti těla dochází k narušení koordinace pohybu a techniky bruslení. Takovýmito situacím, kdy je odpor vyšší než uvedených 5%, je v průběhu utkání hráč opakovaně vystavován a pokud chce být úspěšný, musí je překonat. Průměrné ukazatele maximální síly v tahu byly bez speciálního tréninku relativně nízké - 49,66 kg a představovali necelých 68% hmotnosti těla. Speciální tréninkový program (bruslení s odporem 20% max. tahu) umožnil nárůst, maximální síly v tahu, který byl provázen významnou změnou rychlosti bruslení, na jimi měřeném úseku přímého bruslení (5 metrů) bez odporu. Zmíněná experimentálně ověřená zjištění považujeme za jeden z důvodů hovořících pro rozvoj rychlostně silového potenciálu svalů dolních končetin u hráčů ledního hokeje. (Helešic, 2005)

3.4.2 ZAPOJENÍ SVALOVÝCH SKUPIN PŘI BRUSLENÍ

Při bruslení se uplatňuje především síla extenzorů kyčle (*musculus gluteus maximus*), extenzorů kolenního kloubu (*m. quadriceps femoris*) a plantárních flexorů chodidla (*m. triceps surae*). Dopředný pohyb zajišťují flexory kyčelního kloubu (*m. rectus femoris*, *m. iliopsoas* a *m. tensor fasciae latae*). Při náhlých změnách pohybu, zejména zatáčení do stran, se zapojují i adduktory a abduktory kyčelních kloubů, které čelí účinkům dostředivých sil - dynamická rovnováha. (Helešic, 2005)

Hlavní aktivátor bruslení je *m. quadriceps femoris*. Ten střídavými odrazy a skluzy uvádí tělo do pohybu. Stehenní svalstvo vyžaduje orientovanou pozornost na růst svalové síly maximální, svalové hmoty a dynamické síly. Extenzory kolena a kyčle, které na sebe navazují, jsou významné z hlediska odrazu a přechodu do skluzové fáze. Závěr odrazu a poslední silový impuls musí proběhnout v bodě posledního kontaktu špičky brusle s ledem (plantární flexe hlezenního kloubu).

Bruslení v důsledku herního postoje využívá pánve, hýžd'ových svalů, svalů stehien, svalů bérce, hlezenního kloubu a prstů dolních končetin k mohutným odrazům (načítání silových účinků). Pohyby jsou silově, a tím i energeticky velmi náročné. Bruslení vyžaduje specifickou adaptaci svalstva dolních končetin. Tomu napomáhá podpurný silový trénink. (Helešic, 2005)

Při pohybech paží, při střelbě, kličkování či při kontrole kotouče utváří důležitou stabilizační oporu síla dolních končetin, stabilita postoje a dynamická rovnováha. Stav

dynamické rovnováhy určuje rozsah, přesnost a intenzitu prováděných pohybových úkonů. (Bukač, 2005)

4 CÍLE PRÁCE, OTÁZKY, HYPOTÉZY

4.1 CÍLE PRÁCE

Cílem diplomové práce je zjistit, zdali a jak velký vliv má frekvence a intenzita izotonické zátěže musculus soleus při bruslení profesionálního hráče ledního hokeje na jeho svalové napětí, jehož napětí je z pohledu myotonometrie nejlépe objektivně měřitelné.

4.2 OTÁZKY

1. Má vliv různá frekvence a intenzita izotonické zátěže v podobě bruslení na ledové ploše na svalové napětí musculus soleus?
2. Jak se změní svalové napětí musculus soleus po nízkofrekvenční izotonické zátěži a po vysokofrekvenční izotonické zátěži v podobě bruslení na ledové ploše?
3. Jak velké budou změny svalového napětí musculus soleus na pravé a levé dolní končetině?
4. Může u profesionálních sportovců zvyklých na pravidelnou zátěž dojít dokonce k pozátěžovému snížení svalového napětí?

4.3 HYPOTÉZY

H1: Předpokládám, že dojde k výrazným změnám svalového napětí musculus soleus při rozdílných intenzitách jeho izotonické zátěže při skluzu brusle na ledové ploše.

H2: Předpokládám, že svalové napětí musculus soleus poroste přímo úměrně frekvenci a intenzitě izotonické zátěže při skluzu brusle na ledové ploše.

H3: Předpokládám stranové rozdíly naměřených hodnot svalového napětí musculus soleus.

5 METODIKA PRÁCE

Pro potvrzení či vyvrácení hypotéz jsem zvolil metodu pilotní studie, která má za cíl zhodnotit vliv frekvence a intenzity bruslení na napětí musculus soleus. Změny svalového napětí budeme měřit pomocí přístroje zvaného myotonometr a výsledky měření budou popsány u každého z 5 probandů jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu. Toto měření bude následovat po fyzioterapeutickém vyšetření. Projekt diplomové práce byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze pod jednacím číslem / dne 2015 (viz. Příloha č. 1). Před začátkem měření podepsal každý proband Informovaný souhlas (viz. Příloha č. 2 – Návrh informovaného souhlasu).

5.1 VÝZKUMNÝ SOUBOR

Probandy jsem vybíral tak, aby plně zvládali techniku bruslení na ledové ploše a byli schopni bez jakýchkoliv obtíží zvládnout zátěž a podmínky, které jsem jim stanovil. Proto jsem vybral 5 probandů z řad extraligových hráčů ledního hokeje týmu Bílí Tygři Liberec ve věku od 21 do 34 let. Fyzioterapeutické vyšetření proběhlo dne 28. července 2015.

5.1.1 PROBAND Č. 1 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM

Vyšetřovanou osobou je muž, 34 let, výška 182 cm, váha 103 kg, dominantní odrazová noha pravá.

Anamnéza

Rodinná anamnéza: Vzhledem k měření bezvýznamná.

Osobní anamnéza:

Předchozí onemocnění: Nadvakrát zlomená holenní i lýtková kost vpravo (2011); operace – břišní kýla (2008), třísel bilaterálně (2009), osteosyntéza po zlomenině lýtkové a holenní kosti vpravo (2011), vše dobře zhojeno, bez komplikací; běžné dětské nemoci.

Nynější onemocnění: 22. července 2015 dostal ránu pukem do oblasti mediálního lýtka těsně pod kolenním kloubem vpravo, výrazná bolest při chůzi, výrazný otok a hematoma, zvýšená teplota v této oblasti, 4 dny v klidovém režimu, aplikován lymfatický kinesiotape, nyní se již cítí lépe, trénuje v plné zátěži, mírně citlivé při odrazu, přetrvává lehký otok, teplota mírně zvýšená, zvýšené napětí m. gastrocnemius caput mediale.

Farmakologická anamnéza: Neužívá žádné léky, pouze doplňky stravy.

Alergie: Pyl.

Abusus: Nekouří, alkohol příležitostně.

Sportovní a pracovní anamnéza: Profesionální hráč ledního hokeje, 4krát týdně trénink, 3krát týdně utkání.

Předchozí rehabilitace: Rehabilitace s týmovým fyzioterapeutem po dvojité zlomenině holenní a lýtkové kosti (2011), vše proběhlo bez komplikací, nyní necítí žádné omezení v této oblasti, občasná terapie s týmovým fyzioterapeutem s akutními obtížemi.

Výsledky vyšetření fyzioterapeutem

V oblasti mediální strany lýtka vpravo pod kolenním kloubem mírný otok s hematomem, teplota mírně zvýšená, palpačně mírně citlivé, omezená posunlivost měkkých tkání, vlevo bez patologického nálezu, varózní postavení kolenních kloubů.

Výrazný hypertonus m. gastrocnemius caput mediale vpravo, hypertonus ischiocrurálních svalů, m. rectus femoris, m. iliopsoas, adduktorů, m. piriformis bilaterálně (vpravo palpačně citlivý, ostatní svalstvo dolních končetin v normotonu. Hypertonus m. quadratus lumborum bilaterálně.

Omezená dorzální flexe hlezenního kloubu bilaterálně, rozsahy pohyblivosti kolenního a kyčelního kloubu bez omezení bilaterálně, zkrácený musculus gastrocnemius bilaterálně na stupeň 1 dle Jandy, omezená kloubní vůle talocrurálního kloubu ventrálním směrem vlevo, ostatní klouby nohy bilaterálně bez omezení kloubní vůle.

Anteverze pánve, SIPS, SIAS a cristy v rovině, zvýšená bederní lordóza, fenomén předbíhání bilaterálně negativní, sakroiliakální skloubení volná.

Neurologické vyšetření bez patologického nálezu.

5.1.2 PROBAND Č. 2 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM

Vyšetřovanou osobou je muž, 32 let, výška 184 cm, váha 89 kg, dominantní odrazová noha pravá.

Anamnéza

Rodinná anamnéza: Vzhledem k měření bezvýznamná.

Osobní anamnéza:

Předchozí onemocnění: Přetržený přední křížový vaz vlevo, řešeno konzervativně; operace žádné; běžné dětské nemoci, žloutenka v dětství.

Nynější onemocnění: Cítí se dobře, mírná bolestivost zad v oblasti bederní páteře, jinak bez obtíží.

Farmakologická anamnéza: Farmaka na astma (symbicort turbuhaler 200, ventolin, singular))

Alergie: Téměř na vše, výjimkou je pyl.

Abusus: Nekouří, alkohol příležitostně.

Sportovní a pracovní anamnéza: Profesionální hráč ledního hokeje, 4krát týdně trénink, 3krát týdně utkání.

Předchozí rehabilitace: Žádné pooperační a poúrazové neabsolvoval, občasná terapie s týmovým fyzioterapeutem s akutními obtížemi.

Výsledky vyšetření fyzioterapeutem

Varózní postavení kolenních kloubů, kontura lýtkových svalů bez patologického nálezu bilaterálně, měkké tkáně volně posunlivé bilaterálně.

Hypertonus ischiocrurnálních svalů, m. rectus femoris, m. iliopsoas, adduktorů, m. piriformis bilaterálně, ostatní svalstvo dolních končetin v normotonu. Hypertonus m. quadratus lumborum bilaterálně, palpačně citlivý.

Rozsahy pohyblivosti hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu bez omezení bilaterálně, musculus gastrocnemius i m. soleus bez zkrácení bilaterálně, bez omezení kloubní vůle kloubů nohy a talocrurnálního kloubu bilaterálně.

V sagitální i frontální rovině pánev v rovině, SIPS, SIAS a cristy v rovině, mírně vyhlazená bederní lordóza, mírně zvětšená hrudní kyfóza, fenomén předbíhání pozitivní vlevo, omezená kloubní vůle sakroiliakálního skloubení vlevo.

Neurologické vyšetření bez patologického nálezu.

5.1.3 PROBAND Č. 3 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM

Vyšetřovanou osobou je muž, 21 let, výška 189 cm, váha 86 kg, dominantní odrazová noha pravá.

Anamnéza

Rodinná anamnéza: Vzhledem k měření bezvýznamná.

Osobní anamnéza:

Předchozí onemocnění: 2 stehy po říznutí v oblasti Achillovy šlachy vlevo, zhojeno, bez komplikací, jiné úrazy žádné; operace žádné; běžné dětské nemoci, toxoplazmóza (2000), pásový opar (nyní)

Nynější onemocnění: Cítí se dobře, léčí se s pásovým oparem, jiné obtíže neuvádí.

Farmakologická anamnéza: Neužívá žádné léky, pouze doplňky stravy.

Alergie: Žádné.

Abusus: Nekuří, abstinent.

Sportovní a pracovní anamnéza: Profesionální hráč ledního hokeje, 4krát týdně trénink, 3krát týdně utkání.

Předchozí rehabilitace: Žádné pooperační a poúrazové neabsolvoval, občasná terapie s týmovým fyzioterapeutem s akutními obtížemi.

Výsledky vyšetření fyzioterapeutem

Varózní postavení kolenních kloubů, kontura lýtkových svalů bez patologického nálezu bilaterálně, měkké tkáně volně posunlivé bilaterálně.

Hypertonus ischiocrurálních svalů, m. rectus femoris, m. iliopsoas, adduktorů, m. piriformis bilaterálně, ostatní svalstvo dolních končetin v normotonu.

Rozsahy pohyblivosti hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu bez omezení bilaterálně, musculus gastrocnemius i m. soleus bez zkrácení bilaterálně, bez omezení kloubní vůle kloubů nohy a talocrurálního kloubu bilaterálně.

V sagitální i frontální rovině pánev v rovině, SIPS, SIAS a cristy v rovině, fenomén předbíhání bilaterálně negativní, sakroiliakální skloubení volná.

Neurologické vyšetření bez patologického nálezu.

5.1.4 PROBAND Č. 4 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM

Vyšetřovanou osobou je muž, 25 let, výška 178 cm, váha 85 kg, dominantní odrazová noha levá.

Anamnéza

Rodinná anamnéza: Vzhledem k měření bezvýznamná.

Osobní anamnéza:

Předchozí onemocnění: Naštípnutá os ileum vlevo, zhojeno bez komplikací, natažené collaterální vazy v hlezenním kloubu vpravo, řešeno konzervativně, vyšší citlivost v oblasti lýtky vpravo, jiné úrazy žádné; operace žádné; běžné dětské nemoci.

Nynější onemocnění: Cítí se dobře, mírná bolestivost v oblasti pod SIAS, palpačně citlivý m. sartorius vpravo, trvá cca 2 dny.

Farmakologická anamnéza: Neužívá žádné léky, pouze doplňky stravy.

Alergie: Žádné.

Abusus: Nekouří, alkohol příležitostně.

Sportovní a pracovní anamnéza: Profesionální hráč ledního hokeje, 4krát týdně trénink, 3krát týdně utkání.

Předchozí rehabilitace: Žádné pooperační a poúrazové neabsolvoval, občasná terapie s týmovým fyzioterapeutem s akutními obtížemi.

Výsledky vyšetření fyzioterapeutem

Varózní postavení kolenních kloubů, kontura lýtkových svalů bez patologického nálezu bilaterálně, měkké tkáně volně posunlivé bilaterálně.

Hypertonus ischiocrurálních svalů, m. rectus femoris, m. iliopsoas, adduktorů, m. piriformis bilaterálně, palpačně citlivý m. gastrocnemius i m. soleus vpravo, ostatní svalstvo dolních končetin v normotonu.

Omezená dorzální flexe hlezenního kloubu vpravo, kolenní a kyčelní kloub bez omezení bilaterálně, zkrácený musculus gastrocnemius i m. soleus vpravo na stupeň 1 dle Jandy, bez omezení kloubní vůle kloubů nohy a talocrurálního kloubu bilaterálně.

V sagitální i frontální rovině pánev v rovině, SIPS, SIAS a cristy v rovině, fenomén předbíhání bilaterálně negativní, sakroiliakální skloubení volná.

Neurologické vyšetření bez patologického nálezu.

5.1.5 PROBAND Č. 5 – VYŠETŘENÍ FYZIOTERAPEUTEM

Vyšetřovanou osobou je muž, 23 let, výška 180 cm, váha 92 kg, dominantní odrazová noha pravá.

Anamnéza

Rodinná anamnéza: Vzhledem k měření bezvýznamná.

Osobní anamnéza:

Předchozí onemocnění: Natažený mediální collaterální vaz kolenního kloubu vlevo, zhojeno, bez komplikací, jiné úrazy žádné; operace žádné; běžné dětské nemoci.

Nynější onemocnění: Cítí se dobře, žádné potíže neudává.

Farmakologická anamnéza: Neužívá žádné léky, pouze doplňky stravy.

Alergie: Žádné.

Abusus: Nekouří, alkohol příležitostně.

Sportovní a pracovní anamnéza: Profesionální hráč ledního hokeje, 4krát týdně trénink, 3krát týdně utkání.

Předchozí rehabilitace: Žádné pooperační a poúrazové neabsolvoval, občasná terapie s týmovým fyzioterapeutem s akutními obtížemi.

Výsledky vyšetření fyzioterapeutem

Varózní postavení kolenních kloubů, kontura lýtkových svalů bez patologického nálezu bilaterálně, měkké tkáně volně posunlivé bilaterálně.

Hypertonus ischiocrurálních svalů, m. rectus femoris, m. iliopsoas, adduktorů, m. piriformis bilaterálně, ostatní svalstvo dolních končetin v normotonu.

Rozsahy pohyblivosti hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu bez omezení bilaterálně, musculus gastrocnemius i m. soleus bez zkrácení bilaterálně, bez omezení kloubní vůle kloubů nohy a talocrurálního kloubu bilaterálně.

V sagitální i frontální rovině pánev v rovině, SIPS, SIAS a cristy v rovině, fenomén předbíhání bilaterálně negativní, sakroiliakální skloubení volná.

Neurologické vyšetření bez patologického nálezu.

5.2 POUŽITÉ METODY

5.2.1 MYOTONOMETRIE

V běžné klinické praxi se k zhodnocení svalového tonu používá Ashworthova škála (vytvořena roku 1964), popřípadě modifikovaná Ashworthova škála. V prvním případě se používá stupnice od 1 do 5, kdy první stupeň představuje nulový vzestup svalového tonu, druhý stupeň lehký vzestup svalového tonu, kdy klade zvýšený odpor při flexi a extenzi, třetí stupeň výraznější vzestup svalového tonu, ale lze jej ještě uvolnit, čtvrtý stupeň výrazný vzestup svalového tonu, kdy je pasivní pohyb obtížný a při pátém stupni není možný pasivní pohyb. Modifikovaná stupnice využívá také 5 stupňů s tím rozdílem, že stupnice má rozsah od 0 do 4 a vedle stupně 1 je i zařazen stupeň 1+, kdy stupeň 1 popisuje při pohybu zadrnutí a uvolnění a minimální odpor ke konci pohybu a 1+ zadrnutí a minimální odpor během méně než poloviny zbývajícího rozsahu pohybu. Jako doplňkové testy se používají svalový test a škála frekvence spazmů. (Chuang et al., 2012a; Štětkářová, 2009)

Spolehlivost a validita Ashworthovi škály a její modifikované verze je často zpochybňována. Ashworthova škála je dle Leeho a kol. (1989) validována pouze pro měření spasticity v okolí loketního kloubu po cévní mozkové příhodě. Modifikovaná škála je spolehlivá dle Gregsona a kol. (2000) pro měření svalového napětí u některých svalových skupin, např. flexory kolene, svaly loketního kloubu, zápěstí a u pacientů po cévní mozkové příhodě. (Chuang et al., 2012a; Chuang et al., 2012b)

Mechanické vlastnosti svalu jsou hodnoceny v laboratořích s drahým a náročným vybavením jako jsou isokinetické či ultrazvukové přístroje. Ultrasonografie je omezená pouze na povrchové struktury a nehodnotí konkrétní mechanické vlastnosti svalu. (Chuang et al., 2012a)

V klinickém prostředí není možno přesně odhadnout mechanické vlastnosti svalu jako pružnost nebo pevnost. Proto byl nově vynalezen přístroj nazvaný myotonometrem, který je schopen kvantitativně a objektivně tyto mechanické vlastnosti svalu bezbolestně a neinvazivně hodnotit a při vyhodnocení výsledků pracuje s předpokladem vzájemné interakce mezi viskoelastickými vlastnostmi svalu a svalovým tonem. (Chuang et al., 2012a; Korhonen, 2005)

Nejjednodušší technikou, kterou hodnotíme svalový tonus, je palpace. Je technicky a ekonomicky nejméně náročná, protože při ní využíváme naše ruce, resp. prsty. Na prstech je velký počet různých receptorů, díky kterým jsme schopni vnímat různé vlastnosti tkáně svalu – tvrdost, poddajnost, pružnost, teplotu atd. Palpující ruka nevyužívá pouze tlaku, ale i si tu svalovou tkáň „osahává“, což žádný přístroj nedokáže. Zvyšováním tlaku odsouváme do hloubky jednu vrstvu za druhou. Při palpaci využíváme tedy informací z receptorů pro dotek, tlak, pohyb i polohu. Při palpaci (např. spouštových bodů, trigger pointů) vnímáme reakci pacienta, což je pro nás tzv. zpětná vazba, kdy zjistíme, co pacienta bolí, což žádným přístrojem nelze. Vzhledem k velkému množství receptorů na palpující ruce a díky zpětné vazbě od pacienta jsou informace získané palpací mnohdy hodnotnější nežli při vyšetření jakýmkoli přístrojem. (Kolář et al., 2009)

V poslední době se na trhu objevily dva druhy myotonometrů – Myotonometr a Myoton-3 (nástupce Myotonu-2) (Agyapong-Badu et al., 2013). Myotonometr je elektronický počítačový přístroj měřící poddajnost svalové tkáně v klidovém stavu a během kontrakce. Přístroj měří velikost posunutí na jednotku síly aplikovanou pomocí měřící sondy na kůži. Na druhou stranu přístroj Myoton-3 pracuje na jiné bázi a to takové, že do svalu je vyslán krátký mechanický impuls a je sledována mechanická

odpověď svalu pomocí sondy. Přístroj nabízí možnost měření tři parametrů: frekvenci kmitů testované tkáně po její deformaci, která vyjadřuje svalový tonus, druhým parametrem je tuhost, která vyjadřuje schopnost svalu odolávat změnám tvaru a posledním je svalová elasticita. Utlumené kmitání impulsu popisuje elasticitu tkání tak, že čím menší je úbytek kmitání impulsu, tím je tkáň elastičtější. Pomocí obou dvou přístrojů lze měřit svalový tonus, svalovou tuhost a elasticitu. (Jarocka et al., 2012; Rihvk et al., 2010)

Myoton-3 je přístroj, který se skládá z rukojeti se spínačem, na rukojeť navazuje tělo přístroje s otočným ramenem, na jehož konci je sonda. Na tělu přístroje je zabudovaný displej a uvnitř těla je procesor, elektromagnetický pohon a senzor. Pro přesné měření musí být měřicí sonda kolmo k měřené oblasti. Elektromagnetický pohon produkuje krátký konstantní silový impuls, který je přes kontakt s kůží přenášen do tkáně, což způsobí krátkodobou deformaci kontaktní plochy, tkáň tlumí tento impuls a toto utlumení je zaznamenáno pomocí senzoru. Po dokončení měření jsou údaje přeneseny do počítače, zpracovány a podrobeny statistické analýze. Ve studiích z roku 2013 se už objevuje i nejnovější verze Myotonu a to verze MyotonPRO, kde je vylepšeno to, že úhel mezi sondou a tkání nemusí být přesně 90°, ale velikost úhlu přiložení sondy na tkáň může být různá, prakticky od 0 do 90°. (Agyapong-Badu et al., 2013; Chuang et al., 2012a; Chuang et al., 2012b; Jarocka et al., 2012)

Hlavní částí Myotonometru je rukojeť, na jejíž konci je sonda, která se skládá z vnějšího (průměr 3,5 cm), který zůstává v klidu na povrchu kůže, a vnitřního válce (průměr 1,5 cm), který stlačuje měkké tkáně. Vzdálenost mezi těmito válci ukazuje velikost posunutí. Vnitřní válec obsahuje sondu, která měří velikost odporu měkké tkáně, která na sondu tlačí. Množství aplikovaného tlaku je zaznamenáno spolu s posunutím tkáně (mm) způsobeného právě tlakem sondy, který má různou velikost. Po ukončení měření se ozve zvukový signál. Získaná data se poté převádějí do počítače a během cca 5 minut jsou kompletně zanalyzována pomocí speciálního softwaru. (Gubler-Hanna et al., 2007; Ikezoe et al., 2012; Jarocka et al., 2012; Kerins et al., 2013; Leonard et al., 2004)

5.2.2 MYOTONOMETR

V současné době je tedy k dispozici po několikaletém vývoji PhDr. Šiftou myotonometr čtvrté generace. Ten byl vyvinut na základě požadavků, které vplynuly

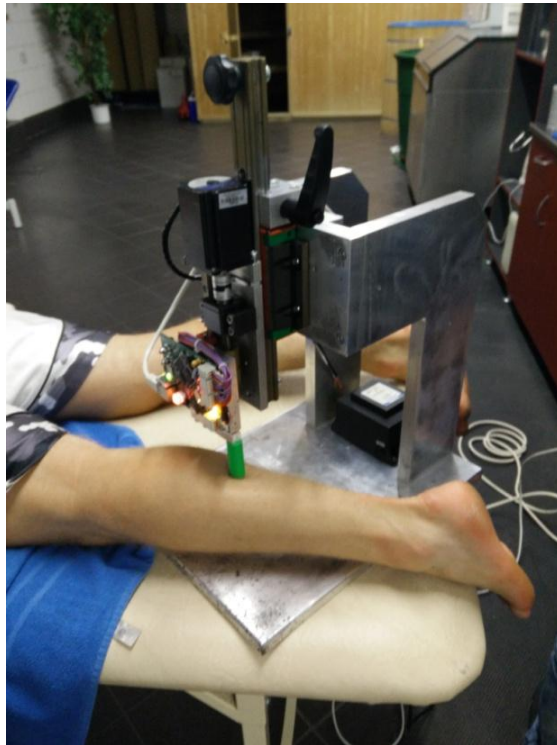
z předchozích generací přístroje. Hlavním požadavkem byla možnost zadávat vstupní požadavky na deformační zátěž jako je rychlost a hloubka deformace. (Šifta, 2012)

Podstata myotonometru se během vývoje prototypů nezměnila – tedy tenzometrický snímač přichycený na deformační člen. Ten se skládá z pevného mohutného těla, které zabrání deformaci konstrukce během měření a nejsou tak ovlivněny výsledky experimentu. Díky pevné konstrukci myotonometru je přístroj přenosný a nedochází k deformaci rámu, deformačního čidla a tenzometru a následně nevznikají chyby při měření. Další částí je odporový můstkový tenzometrický snímač M102 od firmy UTICELL, který je uchycen kolmo na směr namáhání. Tenzometrický snímač spolu s deformačním členem jsou pomocí šroubu se stoupáním 5 mm připevněny na třífázový krokový motor 4 Nm typ YK3610A. K motoru je použit driver YKB 3606 MA, což je jeho řídicí jednotka s rozlišením 60 tisíc kroků na otáčku s nejmenším možným měřitelným krokem $8,3 \times 10^{-5}$ mm. Snímač síly je schopen určit normálovou složku celkové síly působící na tkáň ve vybraném místě povrchu lidského těla. Řídicí systém (driver) řídí krokový motor a je speciálně naprogramován, aby umožnil kalibraci přístroje, nastavení rychlosti a hloubky zanoření a stanovení mezní deformační síly. Dvěma základními funkcemi řídicího systému jsou tedy kalibrace zařízení a ovládání zařízení. Ze zadaných parametrů dráhy a vlastní naměřené hodnoty se přepočítají pomocí kalibrační váhy konstanty systému. Ty se určí snadno z váhy a délky kroku a tak se přístroj zkalibruje. Dále řídicí systém umožní nastavit délku jednoho kroku, rychlost zasouvání měřícího hrotu, celkovou maximální sílu zanoření měřícího hrotu a nakonec délku celého měřícího procesu, která by neměla překročit 10 sekund. (Šifta, 2012)

Výstupními daty je množina dvojic hodnot hloubky zanoření a normálové síly, která se ukládá do paměti počítače s frekvencí 15 krát za sekundu. Po ukončení měření jsou data zobrazena v grafické i tabulkové formě a exportována do souboru ve formátu Microsoft Excel. To umožňuje další zpracování dat a výslednou interpretaci provedeného měření. (Šifta, 2012)

Principem metody je přístrojová analogie palpačního vyšetření, kdy vyšetřovaný sval je vystaven tlakové deformační zkoušce. Podle způsobu a rychlosti deformace lze získat různé funkční charakteristiky závislosti snímaného tlaku na hloubce indentace. Jedna se o metodu neinvazivní, kdy nedochází k průniku kožního krytu. Při indentaci dochází k deformaci všech měkkých tkání pod čidlem – kůže s podkožím, tuková tkáň,

svalová fascie a samotný sval. Každá z těchto tkání klade při zatížení specifický odpor. (Šifta, 2012)



Obrázek č. 5 - Myotonometr čtvrté generace (vlastní foto)

5.2.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ

První měření myotonometrem proběhla dne 28. července 2015. Skládalo se z měření klidových hodnot svalového napětí musculus soleus a svalového napětí téhož svalu po nízkofrekvenční izotonické zátěži. Probanda jsem položil na lehátko do polohy vleže na břicho se špičkami dolních končetin přes okraj, tak aby byl zcela uvolněn. Poté jsem palpoval musculus soleus přibližně uprostřed pod hlavami musculus gastrocnemius, kde jsem se snažil najít místo s vyšším napětím, popř. trigger point a místo jsem označil na obou dolních končetinách. Označení bylo nutné pro zajištění opakování měření na stejném místě a umožnění následného porovnání naměřených hodnot. Do tohoto místa jsme zacílili měřící hrot myotonometru a probanda jsem vyzval k maximální relaxaci a klidu. Parametry na přístroji před měřením nastavil Mgr. Václav Bittner, který zároveň přístroj ovládal a po celou dobu dohlížel na průběh měření. Parametry měření: hloubka indentace 20 mm, rychlost zasouvání měřícího hrotu 4 mm.s⁻¹, celková maximální síla zanoření hrotu 55 N (mezní deformační síla) a délka jednoho měření maximálně 10 sekund. Byly měřeny hodnoty jak na pravé, tak na levé

dolní končetině. Dominantní neboli odrazovou dolní končetinu nám sdělili probandi dle vlastních zkušeností. Pro každou dolní končetinu bylo měření provedeno třikrát. Po zjištění klidových hodnot pro každou dolní končetinu si proband obul hokejové brusle a na ledové ploše bruslil po dobu jedné minuty při frekvenci jednoho maximálního odrazu v jedné sekundě. Poté byl položen opět na lehátko jako při klidovém měření a byly naměřeny tři hodnoty pro každou dolní končetinu po nízkofrekvenční izotonické zátěži.

Druhé měření bylo provedeno týden nato tedy 4. srpna 2015. Skládalo se opět z měření klidových hodnot svalového napětí musculus soleus a svalového napětí téhož svalu po vysokofrekvenční izotonické zátěži. Postup byl téměř totožný - probanda jsem položil na lehátko do polohy vleže na břicho se špičkami dolních končetin přes okraj, tak aby byl zcela uvolněn. Místo pro zacílení měřicího hrotu jsem měl již označené z předchozího měření. Při maximální relaxaci a klidu probanda jsem naměřil tři klidové hodnoty pro každou dolní končetinu. Poté si proband obul hokejové brusle a na ledové ploše bruslil po dobu jedné minuty při frekvenci dvou maximálních odrazů v jedné sekundě. Následně byl proband změřen i po této vysokofrekvenční zátěži třemi hodnotami pro každou dolní končetinu.

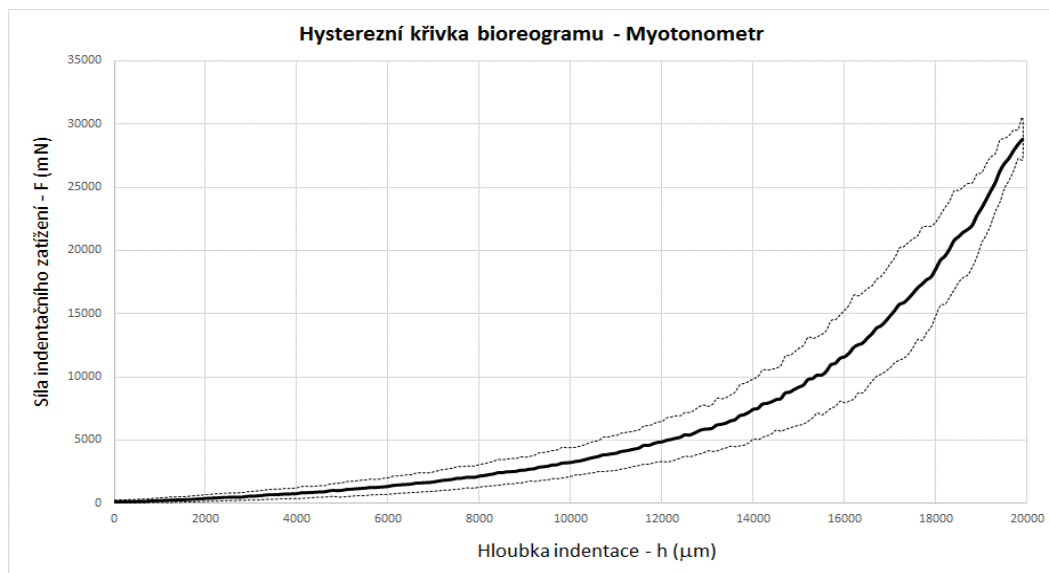
5.3 ANALÝZA DAT

Výsledkem měření myotonometrem jsou hodnoty tensometru a snímače polohy v časové závislosti. Zpracování a vyhodnocování dat proběhne pomocí speciálního softwaru. Pro hodnocení svalové tkáně lze použít nejlépe závislost velikosti odporu tkáně – relativní zatížení a hloubky zanoření měřicího hrotu zanoření myotonometru do tkáně – relativní zapuštění. Při tomto měření získáme hysterézní křivku, kterou lze využít pro popis viskoelastických vlastností tkáně. *Větší strmost křivky poukazuje na větší tuhost svalové tkáně a větší prohnutí křivky znázorňuje větší elasticitu svalu.* (Šifra, 2005)

Hysterézní křivka bioreogramu je tvořena křivkami znázorňujícími elastickou a viskózní komponentu. V závislosti síly indentačního zatížení - hloubky indentace znázorňuje tlustá čára elastickou komponentu a viskózní komponenta je znázorněna obsahem plochy bioreogramu. F_{max} je síla při maximální indentaci (hloubka 20 mm) a ukazuje na tuhost svalu. Po odstranění působící zátěže není u viskoelastického materiálu kompletně navrácena nahromaděná mechanická energie, tzn. že hodnota energie vložené se liší od energie vrácené. Energie, která je ztracena, je znázorněna hysterézní plochou, což znamená elastickou hysterezi, dopružování, kdy po odstranění zatížení

deformace nemizí ihned, ale vytrácí se po určitou dobu, tj. disipace energie. (Hamill, 1995; Havránek, 2007)

Výsledky měření myotonometrem obsahují u každého probanda jeho stručný popis, tabulku s číselným přehledem výsledků všech měření a jejich grafické znázornění. V tabulkách jsou uvedeny hodnoty síly indentačního zatížení při maximální hloubce indentace 20 mm a disipace energie u každého provedeného měření. Graficky jsou pro lepší porovnatelnost vedle sebe porovnány hodnoty nejdříve pro pravý musculus soleus před zátěží a po nízkofrekvenční a vysokofrekvenční izotonické zátěži a poté pro levý. U každého probanda bude uveden souhrn získaných výsledků i vzhledem k fyzioterapeutickému vyšetření a následné celkové porovnání mezi všemi probandy s důrazem na rozdíly.



Graf č. 1- Hysterézní křivka bioreogramu – Myotonometr

6 VÝSLEDKY

6.1 VÝSLEDKY MĚŘENÍ MYOTONOMETREM

6.1.1 PROBAND Č. 1

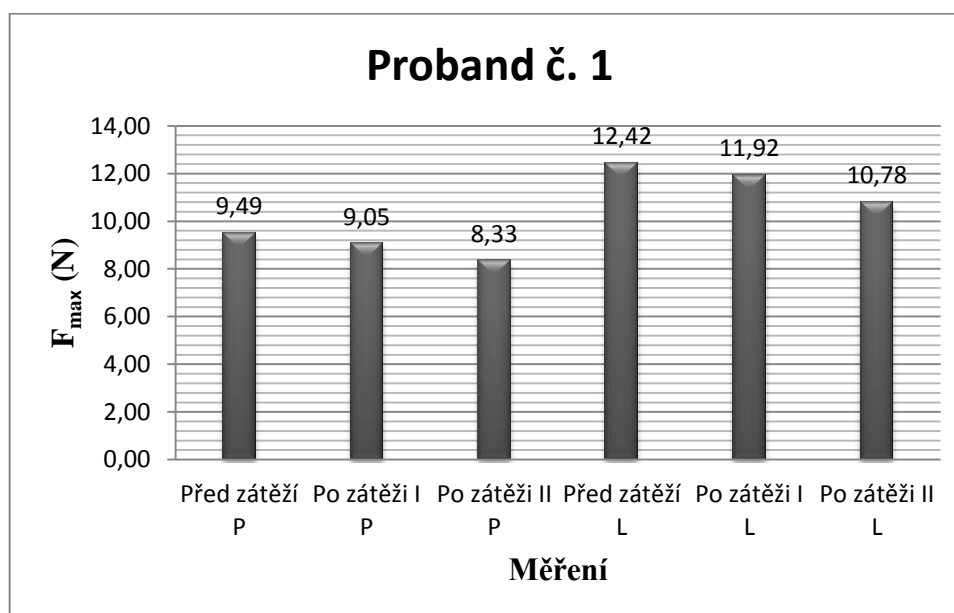
Muž, 34 let, výška 182 cm, váha 103 kg, dominantní odrazová dolní končetina pravá

1. měření 28. července 2015 – musculus soleus před a po nízkofrekvenční izotonické zátěži

2. měření 4. srpna 2015 – musculus soleus před a po vysokofrekvenční izotonické zátěži

Proband č. 1	Měření č. 1				Měření č. 2			
	Před zátěží		Po zátěži		Před zátěží		Po zátěži	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá
F_{max} (N)	10,11	12,53	9,05	11,92	8,87	12,31	8,33	10,78
E_{dis} (mJ)	25,98	26,84	20,27	21,60	23,60	26,42	19,11	19,43

Tabulka č. 1 - Výsledky měření probanda č. 1



Graf č. 2 - Grafické znázornění měření svalového napětí probanda č. 1

Při prvním měření byly naměřeny na pravé odrazové dolní končetině nižší hodnoty svalového napětí musculus soleus než u levého musculus soleus na nedominantní končetině. Po minutové nízkofrekvenční izotonické zátěži hodnota svalového napětí klesla o 10%, disipace energie o 22% na pravé straně a na levé straně

o 5% resp. o 20% z původní předzátěžové hodnoty. Po této zátěži tak došlo k celkovému snížení svalového napětí na obou stranách.

Při druhém měření byly opět naměřeny předzátěžové hodnoty a poté hodnoty po minutové vysokofrekvenční izotonické zátěži. Na pravém musculus soleus došlo ke snížení svalového napětí o 6%, disipace energie o 19% a na levém dokonce o 12%, resp. o 26% z předzátěžové hodnoty.

6.1.2 PROBAND Č. 2

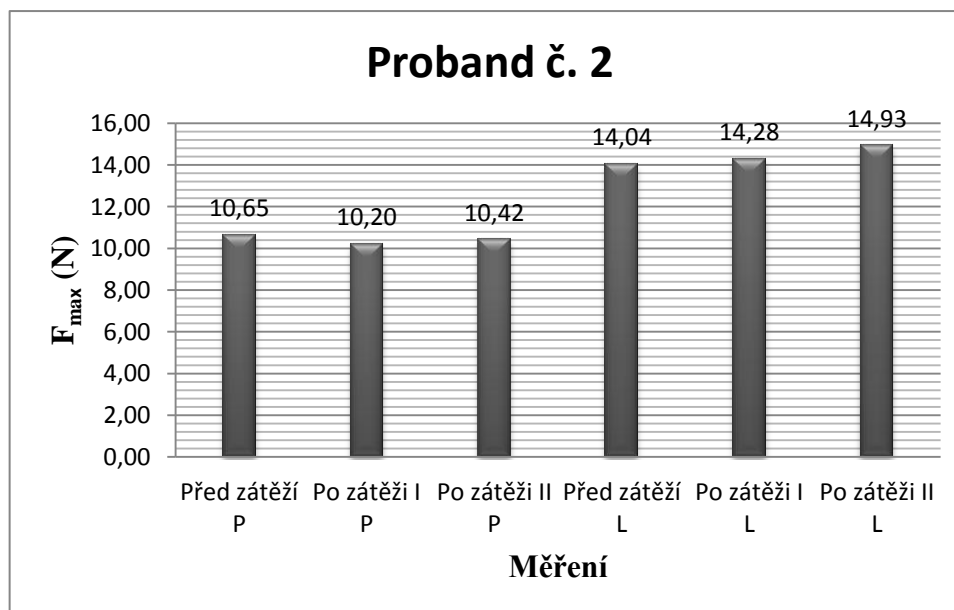
Muž, 32 let, výška 184 cm, váha 89 kg, dominantní odrazová dolní končetina pravá

1. měření 28. července 2015 – musculus soleus před a po nízkofrekvenční izotonické zátěži

2. měření 4. srpna 2015 – musculus soleus před a po vysokofrekvenční izotonické zátěži

Proband č. 2	Měření č. 1				Měření č. 2			
	Před zátěží		Po zátěži		Před zátěží		Po zátěži	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá
F_{max} (N)	10,48	13,53	10,20	14,28	10,82	14,55	10,42	14,93
E_{dis} (mJ)	22,65	26,92	23,50	25,41	22,58	29,29	24,53	25,48

Tabulka č. 2 - Výsledky měření probanda č. 2



Graf č. 3 - Grafické znázornění měření svalového napětí probanda č. 2

Při prvním měření byly naměřeny na pravé odrazové dolní končetině nižší hodnoty svalového napětí musculus soleus než u levého musculus soleus na nedominantní končetině. Po minutové nízkofrekvenční izotonické zátěži hodnota svalového napětí klesla o 3%, naopak disipace energie o 4% stoupla na pravé straně. Na levé straně stoupla svalové napětí o 6%, naopak disipace energie se snížila o 6% z původní předzátěžové hodnoty. Po této zátěži tak došlo k minimálnímu snížení svalového napětí na pravé straně, naopak na levé straně došlo k mírnému zvýšení napětí musculus soleus.

Při druhém měření byly naměřeny předzátěžové hodnoty a poté hodnoty po minutové vysokofrekvenční izotonické zátěži. Na pravém musculus soleus došlo ke snížení svalového napětí o 4%, disipace energie naopak stoupla o 9%. Na levém musculus soleus se zvýšilo svalové napětí o 3%, disipace energie však klesla o 13% z předzátěžové hodnoty. Celkově tedy došlo na levé straně k mírnému zvýšení svalového napětí po obou typech zátěže.

6.1.3 PROBAND Č. 3

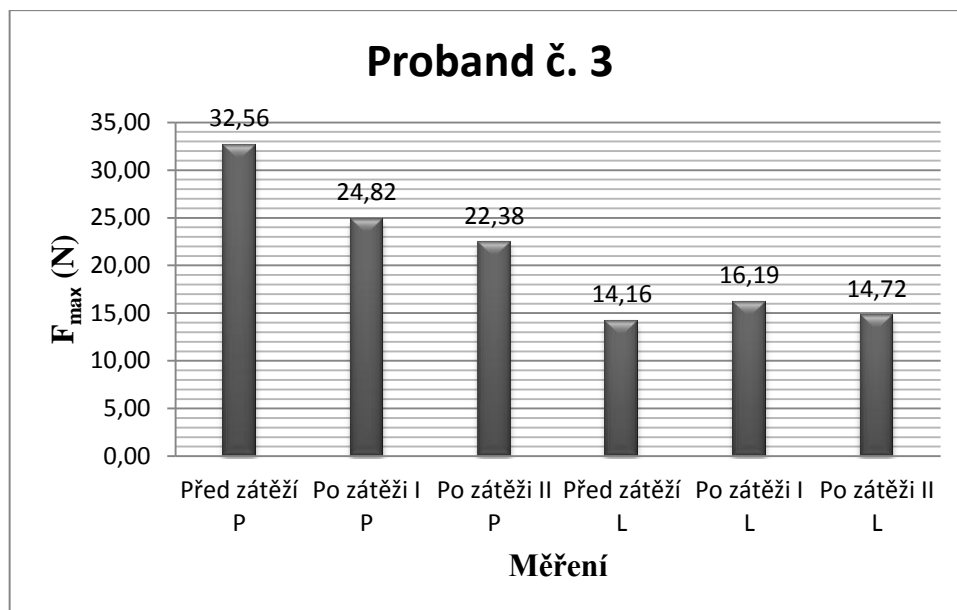
Muž, 21 let, výška 189 cm, váha 86 kg, dominantní odrazová dolní končetina pravá

1. měření 28. července 2015 – musculus soleus před a po nízkofrekvenční izotonické zátěži

2. měření 4. srpna 2015 – musculus soleus před a po vysokofrekvenční izotonické zátěži

<i>Proband</i> č. 3	Měření č. 1				Měření č. 2			
	Před zátěží		Po zátěži		Před zátěží		Po zátěži	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá
$F_{max} (N)$	34,68	14,73	24,82	16,19	30,43	13,58	22,38	14,72
$E_{dis} (mJ)$	71,74	31,93	38,72	30,73	64,13	29,85	35,02	26,84

Tabulka č. 3 - Výsledky měření probanda č. 3



Graf č. 4 - Grafické znázornění měření svalového napětí probanda č. 3

Při prvním měření byly naměřeny na pravé odrazové dolní končetině vyšší hodnoty svalového napětí musculus soleus než u levého musculus soleus na nedominantní končetině. Po minutové nízkofrekvenční izotonické zátěži hodnota svalového napětí klesla o 28%, disipace energie o 46% na pravé straně a naopak na levé straně o 10% se zvýšilo svalové napětí, kdežto disipace energie se o 4% snížila z původní předzátěžové hodnoty. Po této zátěži tak došlo na pravé straně k výraznému snížení svalového napětí, ale na levém musculus soleus napětí stoupl.

Při druhém měření byly opět naměřeny předzátěžové hodnoty a poté hodnoty po minutové vysokofrekvenční izotonické zátěži. Na pravém musculus soleus došlo ke snížení svalového napětí o 26%, disipace energie dokonce o 45% a na levém se napětí svalu po zátěži opět lehce zvýšilo o 8%, ovšem disipace energie klesla o 10%.

6.1.4 PROBAND Č. 4

Muž, 25 let, výška 178 cm, váha 85 kg, dominantní odrazová dolní končetina levá

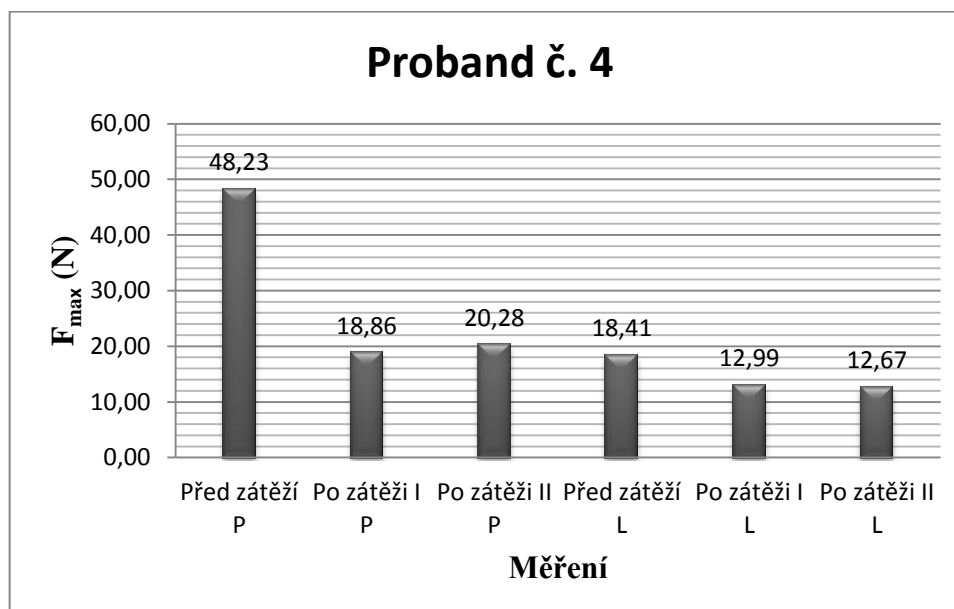
1. měření 28. července 2015 – musculus soleus před a po nízkofrekvenční izotonické zátěži

2. měření 4. srpna 2015 – musculus soleus před a po vysokofrekvenční izotonické zátěži

<i>Proband</i> č. 4	Měření č. 1				Měření č. 2			
	Před zátěží		Po zátěži		Před zátěží		Po zátěži	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá

F_{max} (N)	46,59	17,18	18,86	12,99	49,88	19,65	20,28	12,67
E_{dis} (mJ)	75,68	35,06	29,67	25,47	81,85	39,09	32,03	26,10

Tabulka č. 4 - Výsledky měření probanda č. 4



Graf č. 5 - Grafické znázornění měření svalového napětí probanda č. 4

Při prvním měření byly naměřeny na pravé nedominantní dolní končetině vyšší hodnoty svalového napětí musculus soleus než u levého musculus soleus na odrazové dominantní končetině. Zvláště předzátěžová hodnota svalového napětí musculus soleus vpravo byla výrazně vyšší než pozátěžové hodnoty. Po minutové nízkofrekvenční izotonické zátěži hodnota svalového napětí klesla o 60%!, disipace energie také o 60% na pravé straně a na levé straně o 24% resp. o 27% z původní předzátěžové hodnoty. Po této zátěži tak došlo k celkovému snížení svalového napětí na obou stranách.

Při druhém měření byly naměřeny předzátěžové hodnoty a poté hodnoty po minutové vysokofrekvenční izotonické zátěži. Na pravém musculus soleus došlo ke snížení svalového napětí o 59%, disipace energie o 61% a na levém dokonce o 36%, resp. o 33% z předzátěžové hodnoty.

6.1.5 PROBAND Č. 5

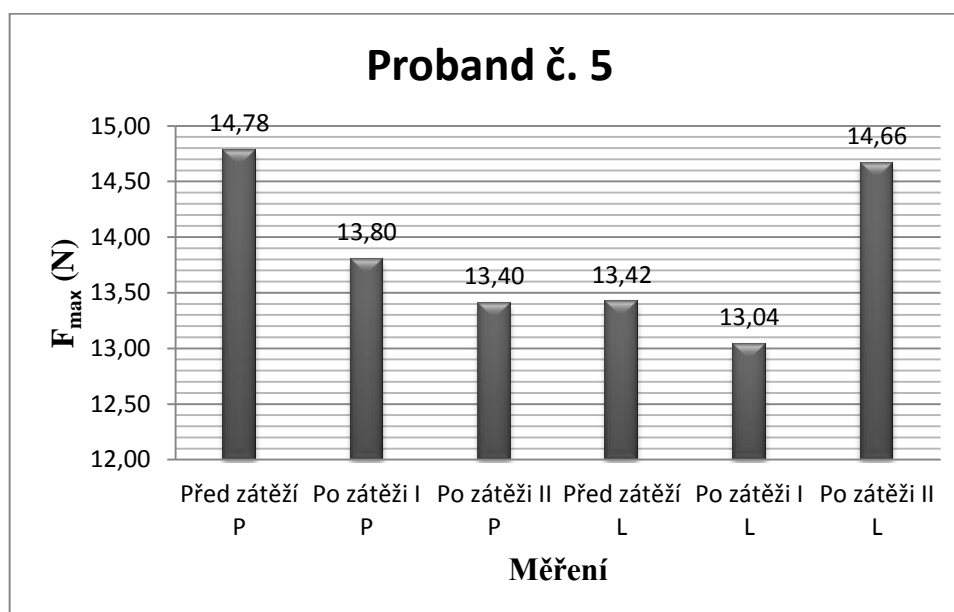
Muž, 23 let, výška 180 cm, váha 93 kg, dominantní odrazová dolní končetina pravá

1. měření 28. července 2015 – musculus soleus před a po nízkofrekvenční izotonické zátěži

2. měření 4. srpna 2015 – musculus soleus před a po vysokofrekvenční izotonické zátěži

Proband č. 5	Měření č. 1				Měření č. 2			
	Před zátěží		Po zátěži		Před zátěží		Po zátěži	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá
F_{max} (N)	15,17	12,69	13,80	13,04	14,40	14,15	13,40	14,66
E_{dis} (mJ)	31,45	29,52	23,69	28,89	31,19	31,69	24,99	29,15

Tabulka č. 5 - Výsledky měření probanda č. 5



Graf č. 6 - Grafické znázornění měření svalového napětí probanda č. 5

Při prvním měření byly naměřeny na pravé odrazové dolní končetině vyšší hodnoty svalového napětí musculus soleus než u levého musculus soleus na nedominantní končetině. Po minutové nízkofrekvenční izotonické zátěži hodnota svalového napětí klesla o 9%, disipace energie o 25% na pravé straně, na levé straně hodnota svalového napětí ovšem stoupla o 3%, ale disipace energie klesla o 2% z původní předzátěžové hodnoty. Po této zátěži tak došlo k snížení svalového napětí na pravé straně, na levé straně napětí zůstalo prakticky stejné.

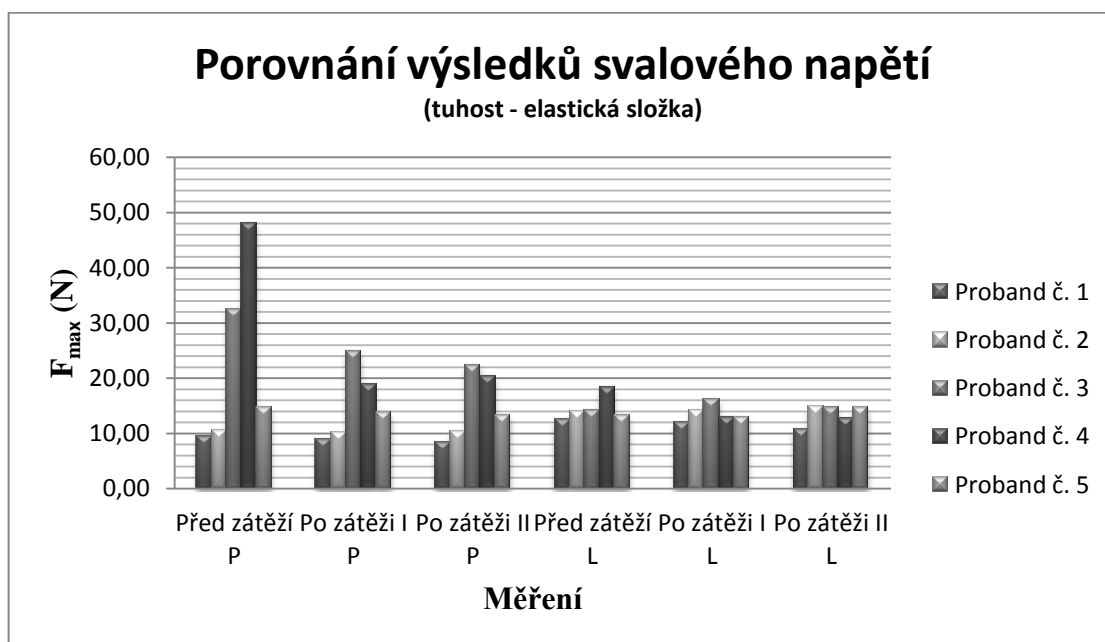
Při druhém měření byly znovu naměřeny předzátěžové hodnoty a poté hodnoty po minutové vysokofrekvenční izotonické zátěži. Na pravém musculus soleus došlo ke snížení svalového napětí o 7%, disipace energie o 20% a na levém se naopak napětí zvýšilo o 4%, ovšem disipace energie klesla o 8% z předzátěžové hodnoty.

6.2 SOUHRN VÝSLEDKŮ

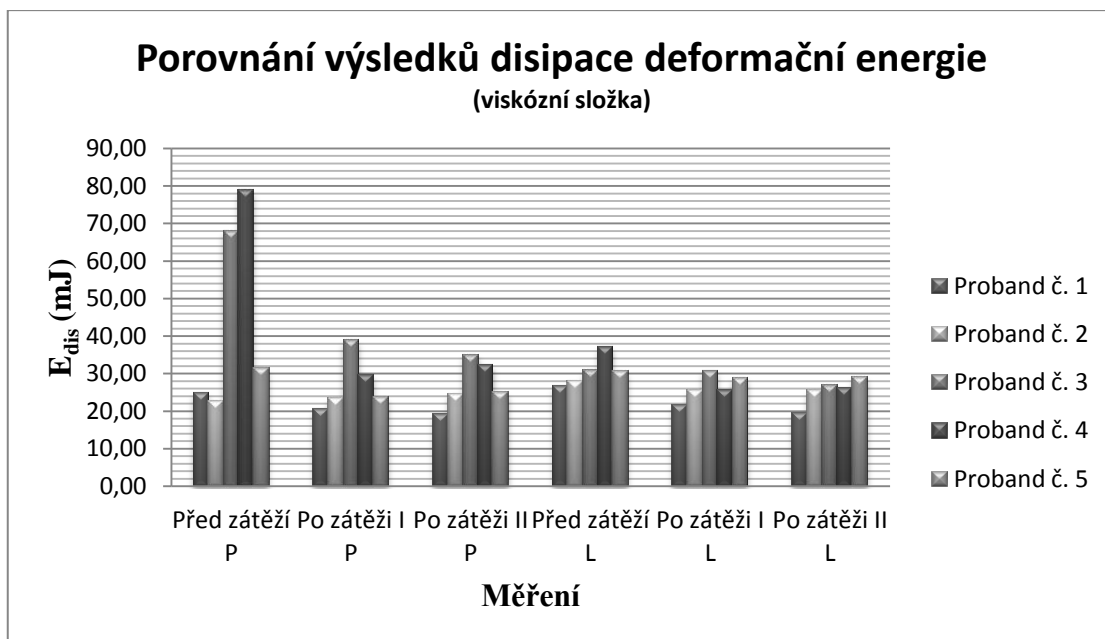
Při prvním měření bylo zjištěno, že svalové napětí před zátěží a po nízkofrekvenční izotonické zátěži se prakticky nemění nebo dochází k jeho mírnému poklesu. Hodnoty svalového napětí musculus soleus byly u jednotlivých probandů na každé dolní končetině rozdílné, výjimkou byl proband č. 5, kde rozdíly byly minimální. Musculus soleus na dominantní odrazové dolní končetině měl nižší svalové napětí jak před zátěží, tak po zátěži, než na druhé dolní končetině u probanda č. 1, č. 2, č. 4. Hodnoty disipace energie se vlivem nízkofrekvenční izotonické zátěže signifikantně snížily a to tím více, čím byla vyšší výchozí hodnota.

Při druhém měření bylo opětovně zjištěno, že svalové napětí před zátěží a po vysokofrekvenční izotonické zátěži se nemění nebo dochází k jeho poklesu. U všech probandů došlo ke snížení disipace energie s výjimkou pravého musculus soleus u probanda č. 2, kde se ale zvýšila hodnota pouze o 9%.

Po izotonické zátěži v podobě nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního bruslení se naměřené hodnoty se výsledky markantně nelišily. Výrazně vyšší hodnota klidového napětí musculus soleus byla zjištěna u probanda č. 3 na pravé dolní končetině, stejně tak jako u probanda č. 4, která se vlivem zátěže ustálila na normálních hodnotách. U probanda č. 2 došlo vlivem stoupající frekvence izotonické zátěže k mírnému zvyšování svalového napětí musculus soleus.



Graf č. 7 - Grafické porovnání výsledků svalového napětí jednotlivých probandů



Graf č. 8 - Grafické porovnání výsledků disipace energie jednotlivých probandů

7 DISKUZE

Cílem této práce bylo zjistit, zdali a jak velký vliv má frekvence a intenzita izotonické zátěže musculus soleus při bruslení profesionálního hráče ledního hokeje na jeho svalové napětí. Empirická část je zpracována formou pilotní studie a výsledky popisují současný stav u pěti konkrétních probandů.

Na základě dosavadních studií a teoretických podkladů byly zvoleny tři hypotézy. Výsledné hodnoty svalového napětí svalu musculus soleus před zátěží a po zátěži, ať už v podobě nízkofrekvenčního či vysokofrekvenčního bruslení na ledové ploše se výrazně nelišily či dokonce došlo k snížení svalového napětí tzn., že hypotéza č. 1 se nepotvrdila. U probanda č. 4, kde v minulosti byl úraz hlezenního kloubu na pravé dolní končetině, se dokonce klidový výrazně vyšší svalový tonus snížil po zátěži na „normální“ hodnoty. Vysvětlení těchto výsledných hodnot může spočívat v krátkodobé aerobní zátěži, kdy sice dochází ke zvýšení laktátu, ale zřejmě nedochází k bezprostřednímu zvýšení svalového napětí. Příčinou nesignifikantních rozdílů může být i adaptace svalové tkáně u profesionálních sportovců na pravidelnou zátěž tohoto typu. Další příčinou může být brzké měření hodnot po zátěži, kdy vlivem zátěže může dojít k vyplavení endorfinů, které mohou udržovat svalové napětí na stejných, dokonce i nižších hodnotách. Jiným vysvětlením může být vyplavení katabolických hormonů, kdy zátěž bereme jako stresovou situaci, a jeden z nich adrenalin zajišťuje redistribuci krve do kosterních svalů a srdce, dojde tak k zvýšenému prokrvení svalů a rychle se tak odplavují odpadní látky a nedojde k městnání krve a svalové napětí se sníží. Jedním z vysvětlení může být i fakt, že je noha pevně uzavřena v bruslařské botě a musculus soleus se při odrazové fázi nemusí ve velké míře zapojovat.

U probanda č. 2, kde byla nalezena blokáda sakroiliakálního kloubu na levé straně, došlo vlivem zvýšené frekvence zátěže k přímo úměrnému mírnému zvyšování svalového napětí musculus soleus na téže straně. Tímto se nepotvrzuje i hypotéza č. 2. U tohoto pacienta došlo k přímo úměrnému zvyšování svalového napětí musculus soleus vlivem stejnostranné blokády sakroiliakálního skloubení, ovšem pokud se tato blokáda u ostatních probandů neobjevila, vlivem zvyšující se frekvence izotonické zátěže zůstalo napětí tohoto svalu stejné nebo došlo k jeho snížení.

Hypotéza č. 3 se potvrdila. U čtyř z pěti probandů byly hodnoty svalového napětí musculus soleus na každé dolní končetině rozdílné. Na dominantní odrazové končetině u třech z pěti probandů bylo celkové napětí jak před zátěží, tak po zátěži nižší

než na nedominantní dolní končetině, což si vysvětlují vyšší adaptací svalů na odrazové dolní končetině a i díky jejímu častějšímu zapojování při pohybu včetně bruslení.

Dalším zjištěním je fakt, že z hlediska disipace energie dochází vlivem nízkofrekvenční izotonické zátěže v podobě bruslení k jejímu signifikantnímu snížení a to tím více, čím vyšší byla její výchozí předzátěžová hodnota.

Zajímavým zjištěním je i fakt, že probandy byly profesionální vrcholový sportovci a jejich svalové napětí musculus soleus se snížilo, což vzhledem jejich adaptaci na výkon se dá vyhodnotit tak, že krátkodobá zátěž různé intenzity může mít pro ně i určitý regenerační vliv.

Naměřené výsledné hodnoty svalového napětí musculus soleus po zátěži se shodují s hodnotami, které naměřil Dastych (2011) v rámci své studie a z mé studie se prokázalo, že nemá vliv to, zdali je tato zátěž nízkofrekvenční či vysokofrekvenční. Určitě je námětem pro další studie změřit svalové napětí po déletrvajících aerobních zátěžích v řádech desítek minut ať už nízkofrekvenční či vysokofrekvenční. Dále by bylo vhodné provést měření po zátěži s delším časovým odstupem a neměřit hodnoty bezprostředně po zátěži. A v neposlední řadě by bylo dobré k dosažení relevantních výsledků a jejich aplikaci provést studii s větším počtem testovaných osob.

8 ZÁVĚR

Cílem mé diplomové práce bylo zjistit vliv frekvence a intenzity zátěže na svalové napětí musculus soleus.

Nejdříve jsem se snažil v teoretické části zpracovat téma svalového napětí a jeho řízení a následně sestavit hypotézy určené k empirické části. Podařilo se mi najít dostatek informací z pohledu neurofyziologických aspektů a principů řízení aktivní části pohybového systému – svalstva. V empirické části jsem sledoval, jak zátěž různé frekvence a intenzity mění svalové napětí svalu musculus soleus. I když většina z hypotéz se nepotvrdila, získal jsem důležité poznatky k tématu svalového napětí a jeho řízení, které budu moci využít v budoucnu v mé fyzioterapeutické praxi. Zvláště pak mě zaujala souvislost sakroiliakálního skloubení s napětím stejnostranného musculus soleus, kdy při jeho blokádě došlo k přímé úměře zvýšení jeho napětí se zvyšující se frekvencí a intenzitou zátěže. Toto by mohlo být i námětem pro další studie.

Zároveň mě velice zaujala metoda pro měření svalového napětí – myotonometrie. Přístroj myotonometr má podle mého názoru své nezastupitelné uplatnění v diagnostice vlastností svalové tkáně a konkrétně svalového tonu. Dlouhou dobu chybí v klinickém prostředí přístroj, který by objektivně a spolehlivě kvantifikoval svalový tonus. Dosud se ke kvantifikaci svalového tonu využívala a ještě využívá pouhá palpace, která je velice subjektivní, nepřesná a neobjektivní podle individuálního pocitu vyšetřovatele a její výsledky nelze porovnávat s ostatními vyšetřovanými. Subjektivitu a nepřesnost se nepodařilo odbourat zavedením Ashworthovi škály či její modifikované verze, které jsou zcela závislé na subjektivním pocitu vyšetřovatele, a jejich výsledky nelze opět přesně porovnat s ostatními výsledky vyšetřovaných jedinců. S nástupem ultrasonografie se nepřesnost a subjektivnost podařilo částečně odbourat. Bohužel její měření je možno provádět pouze v laboratořích s drahým a náročným vybavením a při jejím měření jsme odkázáni pouze na povrchové struktury a nelze pomocí ní měřit mechanické vlastnosti svalové tkáně. Bohužel myotonometr zatím našel své využití pouze při vědeckých studiích a myslím si, že by našel své uplatnění i v klinickém prostředí, kde diagnostika nejen svalového tonu, ale i mechanických vlastností svalové tkáně hraje velice významnou roli u všech druhů potenciálních diagnóz, jak je dokázáno v několika studiích. Myotonometr ve svých dvou ve světě známých prototypch má velkou výhodu v tom, že je snadno přenositelný a snadno se drží v ruce a prakticky nic

neváží. Není nijak prostorově rozsáhlý, takže není potřeba při jeho měření zvláštní místnost. Výsledky měření jsou rychlé a snadno zhodnotitelné oproti např. povrchovému EMG a snadno se přesunou do kompatibilního počítače, kde jsou rychle data zanalyzována a vyhodnocena v příslušném softwaru. Tyto data jsou pak dále objektivně a s velkou přesností porovnatelná s daty od dalších vyšetřovaných, protože je velice citlivý a rozpozná opravdu minimální rozdíly oproti manuálnímu vyšetření. Metoda je neinvazivní, sondu přiložíme na příslušnou tkáň, bez potřeby vpichu či např. vodivého gelu. Vzhledem i k malému počtu výzkumů a studií, které se pohybují v řádu desítek, je jich potřeba více, aby se potvrdila validita a reliabilita myotonometru, potvrdila se jeho diagnostická nenahraditelnost a našlo se jeho uplatnění v klinickém prostředí.

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1) AGYAPONG-BADU, S. et al., 2013. Interrater reliability of muscle tone, stiffness and elasticity measurements of rectus femoris and biceps brachii in healthy young and older males. *Working Papers in the Health Sciences* [online]. Roč. 4, č. 1, s. 1-11 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z:
<http://www.southampton.ac.uk/assets/centresresearch/documents/wphs/SABInterrater%20reliability%20of%20muscle%20tone1.pdf>
- 2) ALAMÄKI, A., HÄKKINEN, A., MÄLKIÄ, E., YLINEN, J., 2007. Muscle tone in different joint positions and at submaximal isometric torque levels. *Physiological Measurement* [online]. Roč. 28, č. 8, s. 793-802 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1088/0967-3334/28/8/003. Dostupné z:
http://iopscience.iop.org.ezproxy.is.cuni.cz/0967-3334/28/8/003/pdf/0967-3334_28_8_003.pdf
- 3) BAHNÍKOVÁ, E., 2011 *Stanovení optimální regenerační metody po aerobní zátěži na základě myotonometrie*. Bakalářská práce, Liberec, TUL.
- 4) BUKAČ, L., DOVALIL, J., 1990. *Lední hokej: Trénink herní dokonalosti*. 1.vyd. Praha: Olympia. 245 s. Sport / Řídí Marie Průšová. ISBN 80-7033-024-4.
- 5) BUKAČ, L., 2005. *Intelekt, učení, dovednosti & koučování*. 1.vyd. Praha: Olympia. 304 s. ISBN 80-7033-896-2.
- 6) CACEK, J., 2008. *Závislost hladiny krevního laktátu po zátěži na množství a velikosti zapojených i neaktivních svalů* [online]. Brno [cit. 2015-08-12]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/15709/fsps_d/disertace_Cacek_IS_08.pdf. Disertační práce. Masarykova univerzita.
- 7) ČIHÁK, R., 2011. *Anatomie 1*. 3. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- 8) DASTYCH, P., 2011. *Vliv sauny na svalový tonus po fyzické zátěži*. Diplomová práce, Praha, FTVS UK.
- 9) DYLEVSKÝ, I., 2009a. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- 10) DYLEVSKÝ, I., 2009b. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- 11) GUBLER-HANNA, C., LASKIN, J., MARX, B.J., LEONARD, Ch. T., 2007. Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiological Measurement* [online]. Roč. 28, č. 8, s. 913-924 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1088/0967-3334/28/8/013. Dostupné z:
http://iopscience.iop.org.ezproxy.is.cuni.cz/0967-3334/28/8/013/pdf/0967-3334_28_8_013.pdf
- 12) HAMIL, J., KNUTZEN, K. M. , 1995. *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Williams and Wilkins. 532 s. ISBN 0-683-03863-X
- 13) HAVRÁNEK, A., 2007. *Úvod do bioreologie*. 1. vydání. Praha: Karolinum. 223 s. ISBN 978-80-246-1445-8
- 14) HELEŠIC, J., 2005. *Některé aspekty kondiční přípravy hokejistů ve vztahu k rychlosti bruslení*. Karviná: KTV OPF.

- 15) CHUANG, L.L., WU, Ch.Y., LIN, K.C., 2012a. *Myotonometric Measurement of Muscular Properties of Hemiparetic Arms in Stroke Patients. Rehabilitation Medicine* [online]. Č. 1, s. 37-52 [cit. 2015-05-25]. DOI: 10.5772/38744. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/download/get/type/pdfs/id/37903>
- 16) CHUANG, L.L., WU, C.Y., LIN, K.C., LUR, S.Y., 2012b. Quantitative mechanical properties of the relaxed biceps and triceps brachii muscles in patients with subacute stroke: a reliability study of the myoton-3 myometer. *Stroke Research and Treatment* [online]. Č. 1 [cit. 2015-05-25]. DOI: 10.1155/2012/617694. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov.ezproxy.is.cuni.cz/pmc/articles/PMC3350849/pdf/SRT2012-617694.pdf>
- 17) IKEZOE, T., ASAKAWA, Y., FUKUMOTO, Y., TSUKAGOSHI, R., ICHIHASHI, N., 2012. Associations of muscle stiffness and thickness with muscle strength and muscle power in elderly women. *Geriatrics & Gerontology International*[online]. Roč. 12, č. 1, s. 86-92 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1111/j.1447-0594.2011.00735.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com.ezproxy.is.cuni.cz/doi/10.1111/j.1447-0594.2011.00735.x/pdf>
- 18) JAROCKA, E., MARUSIAK, J., KUMOREK, M., JASKÓLSKA A., JASKÓLSKI, A., 2012. Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices. *Physiological Measurement* [online]. Roč. 33, č. 1, s. 65-78 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/1/65. Dostupné z: http://iopscience.iop.org.ezproxy.is.cuni.cz/0967-3334/33/1/65/pdf/0967-3334_33_1_65.pdf
- 19) JUDL, J., 2011 *Souvislost mezi výskytem trigger pointu v m. soleus a funkční poruchou SI skloubení a možnosti jejich vzájemného ovlivnění*. Diplomová práce, Praha, FTVS UK.
- 20) KERINS, C.M., MOORE, S.D., BUTTERFIELD, T.A., MCKEON, P.O., UHL, T.L., 2013. Reliability of the myotonometer for assessment of posterior shoulder tightness. *The International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. Roč. 8, č. 3, s. 248-255 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov.ezproxy.is.cuni.cz/pmc/articles/PMC3679631/pdf/ijsept-08-248.pdf>
- 21) KOLÁŘ, P. et al., 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- 22) KORHONEN, R. K. et al. 2005. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiological measurement*, roč. 26, č. 6, s. 951-963.
- 23) KOSTKA, V., BUKAČ, L., ŠAFAŘÍK, V., 1986 *Lední hokej*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 188s. ISBN 27-108-77.
- 24) LAUDNER, K.G., WILLIAMS, J.G., 2013. The relationship between latissimus dorsi stiffness and altered scapular kinematics among asymptomatic collegiate swimmers. *Physical Therapy in Sport* [online]. Roč. 14, č. 1, s. 50-53 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com.ezproxy.is.cuni.cz/S1466853X12000132/1-s2.0-S1466853X12000132-main.pdf?_tid=73929dba-78cb-11e3-9f96-00000aab0f6b&acdnat=1389230276_35117e1569035430b5430fc774cd6010

- 25) LEONARD, C.T., DESHNER W.P., ROMO, J.W., SUOJA, E.S, MIKHAILENOK, E.L., 2003. Myotonometer Intra- and Interrater Reliabilities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. Roč. 84, č. 6, s. 928-932 [cit. 2014-01-09].
- 26) LEONARD, C.T., BROWN, J.S., PRICE, T.R., QUEEN, S.A., MIKHAILENOK, E.L., 2004. Comparison of surface electromyography and myotometric measurements during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. Roč. 14, č. 6, s. 709-714 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com.ezproxy.is.cuni.cz/S1050641104000550/1-s2.0-S1050641104000550-main.pdf?_tid=ac75be58-78c3-11e3-a7ed-00000aacb35e&acdnat=1389226935_f2795eb557ff6f623e753e558cd2bd57
- 27) NOVÁKOVÁ, P., 2009. *Vliv masáže a pasivního odpočinku na zotavení svalů po aplikované zátěži*. Disertační práce, Praha, FTVS UK.
- 28) *Patobiomechanika a patokinesiologie kompendium* [online]. Poslední revize nenalezena [cit. 2010-06-01]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>.
- 29) PAVELKOVÁ, Z., 2010. *Snížení svalového napětí musculus soleus a gastrocnemius caput mediale po běžeckém výkonu*. Bakalářská práce, Praha, FTVS UK.
- 30) PAVELKOVÁ, Z., 2012. *Objektivizace vybraných rehabilitačních metod na vliv svalového napětí*. Praha. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze.
- 31) PAVELKOVÁ, Z., 2014. Vliv kinesiotaingu na svalové napětí musculus soleus u sportovců s přetíženou Achillovou šlachou. In: FLEMR, Libor. *Pohybové aktivity ve vědě a praxi*. 1.vyd. Praha: Karolinum, s. 327-335. ISBN 978-80-246-2654-3. Dostupné také z: http://www.fsport.uniba.sk/fileadmin/user_upload/editors/kniznica/elektronicke_publicacie/zborniky/Zbornik_-_Pohybove_aktivity_ve_vede_a_praxi.pdf
- 32) PAVLIŠ, Z. a kol., 1995. *Školení trenérů ledního hokeje. Vybrané obecné obory*. 1.vyd. Praha: ČSLH. 323 s. ISBN 80-900063-8-8
- 33) PAVLIŠ, Z., PERIČ, T, 1996. *Abeceda hokejového bruslení*. 1. vyd. Praha: Český svaz ledního hokeje, 89 s. ISBN 80-900-1888-2.
- 34) PFEIFFER, J., 2007. *Neurologie v rehabilitaci-pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s. ISBN 978-80-247-1135-5.
- 35) RIHVK, I., CLOUGH, A., CLOUGH, P., 2010. Investigation to compare static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation contract-relax stretching effects on the visco-elastic parameters of the biceps femoris muscle. *International Musculoskeletal Medicine* [online]. Roč. 32, č. 4, s. 157-162 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1179/1753615410Y.0000000004. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com.ezproxy.is.cuni.cz/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=5&sid=1b961400-bdb0-41ca-8f38-a85b2a0ae45b%40sessionmgr198&hid=119>
- 36) ŠIFTA, P., OTÁHAL, S., SÜSSOVÁ, J., 2005. Měření viskoelastických vlastností měkkých tkání při spastickém syndromu. *Kontakt* [online]. Roč. 7, 1-2, s. 153-156 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: <http://casopis-zsfju.zsf.jcu.cz/kontakt/administrace/clankyfile/20120321153243636199.pdf>
- 37) ŠIFTA, P., 2012. Viskoelastická měkkých tkání a její identifikace in vivo, in situ. Praha: Univerzita Karlova v Praze. 122 s.

- 38) ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., 2009. Léčba spasticity u chronického míšního poranění. *Neurologie pro praxi* [online]. Roč. 10, č. 3, s. 148-152 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2009/03/04.pdf>
- 39) TROJAN, S., 2003. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- 40) TROJAN, S., 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.
- 41) VÉLE, F., 2006. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: TRITON. ISBN 80-7254-837-9.
- 42) WANG, H.K., WU, Y.K., LIN, K.H., SHIANG, T.Y., 2009. Noninvasive analysis of fascicle curvature and mechanical hardness in calf muscle during contraction and relaxation. *Manual Therapy* [online]. Roč. 14, č. 3, s. 264-269 [cit. 2014-01-09]. DOI: 10.1016/j.math.2008.02.011. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com.ezproxy.is.cuni.cz/S1356689X08000568/1-s2.0-S1356689X08000568-main.pdf?_tid=f571d68e-78c1-11e3-be5d-00000aab0f26&acdnat=1389226199_7eb871cb86f8a38289725b1e19f5f3c3