

Univerzita Karlova v Praze
2. lékařská fakulta
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Jana Hančová

**Krátkodobé účinky strečinku a jejich mechanismy z
pohledu evidence-based medicine**

Bakalářská práce

Praha 2014

Autor práce: Jana Hančová
Vedoucí práce: MUDr. Michal Procházka
Datum obhajoby: 2014

Bibliografický záznam

HANČOVÁ, Jana. *Krátkodobé účinky strečinku a jejich mechanismy z pohledu evidence-based medicine*. Praha: Karlova Univerzita, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2014. 67s. Vedoucí bakalářské práce MUDr. Michal Procházka.

Anotace

Práce se snaží přiblížit čtenáři problematiku tří nejrozšířenějších typů strečinku a to statického, dynamického a PNF strečinku. Popisuje a diskutuje jejich účinky převážně na svalovou sílu, kloubní rozsah a svalovou tuhost. Zabývá se také možnými mechanismy těchto účinků a to zejména neurofyziologickými a biomechanickými. Část práce se věnuje šlachosvalové jednotce a jejím biomechanickým vlastnostem, která usnadní čtenáři pochopení některých mechanismů.

Klíčová slova

dynamický strečink, statický strečink, PNF strečink, účinky, šlachosvalová jednotka, svalová síla, kloubní rozsah

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic record

HANČOVÁ, Jana. *Acute effects of stretching and theirs mechanisms using an evidence-based approach*. Prague: Charles University, 2. Faculty of Medicine, Department of Physical Therapy and Sports Medicine, 2014. 67p. Supervisor of bachelor's thesis: Michal Procházka, MD.

Annotation

The thesis aims for clarifying the issues of three most common types of stretching - static, dynamic and PNF stretching. The thesis describes and discusses theirs effects primarily on strength, range of motion and muscle stiffness. It also addresses possible mechanisms of these effects especially neurophysiologic ones and biomechanical ones. A section of the thesis is also devoted to muscle-tendon unit and its biomechanical properties, which is going to help with understanding some of the mechanisms.

Keywords

dynamic stretching, static stretching, PNF stretching, effects, muscle-tendon unit, strength, range of motion

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Michala Procházky, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 22.4.2014

Jana Hančová

Poděkování

Chtěla bych poděkovat MUDr. Michalovi Procházkovi za vedení mé bakalářské práce, cenné rady a odborný dohled. Děkuji také Erikovi B. za pomoc při hledání zdrojů a Kláře M. za nekonečné diskuze nad tématem.

SEZNAM ZKRATEK

ACR	technika kontrakce-relaxace agonistů
ADS	dynamický strečink prováděný v pohybu
CMJ	countermovement jump (výskok s protipohybem)
CR	technika kontrakce-relaxace
CRAC	technika kontrakce-relaxace s kontrakcí agonistů
DF	dorsální flexe
DJ	drop jump (seskok)
DS	dynamický strečink
ECM	extracelulární matrix
EMG	elektromyografie
MSI	muscle strain injury (svalové zranění typu natažení)
MTU	muscle-tendon unit; (šlachosvalová jednotka)
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
NS	no stretching (bez strečinku)
PAP	postaktivační potenciace
PDS	dynamický strečink prováděný ve stoji
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PSD	postcontraction sensory discharge (postkontrakční sensorické pálení)
PT	peak torque (špičkový moment)
RI	reciproční inhibice
ROM	range of motion (kloubní rozsah)
SS	statický strečink
SSR	sport specifické rozcvičení
VJ	vertical jump (vertikální výskok)

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	CÍLE.....	10
3	PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
3.1	Šlachosvalová jednotka	11
3.1.1	Svalové břicho	11
3.1.2	Šlacha.....	13
3.1.3	Přenos sil ve šlachosvalové jednotce	14
3.2	Neurostruktury	14
3.3	Biomechanické vlastnosti šlachosvalové jednotky	16
3.4	Metody měření užívané ve studiích a měřené parametry	19
3.5	Typy strečinku.....	21
3.6	Účinky strečinku	24
3.6.1	Statický strečink.....	24
3.6.2	Dynamický strečink.....	33
3.6.3	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace: PNF strečink	36
3.7	Zranění vzniklá při sportu a strečink jako preventivní opatření	38
4	DISKUZE	41
5	ZÁVĚRY	48
6	REFERENČNÍ SEZNAM.....	49
7	SEZNAM PŘÍLOH.....	63
8	PŘÍLOHY	64

1 ÚVOD

Strečink je zejména u sportující populace velmi známý a využívaný pro jeho předpokládaný pozitivní vliv na sportovní výkon, snížení rizika zranění či pro zlepšení regenerace. Zbylá populace si protahování především spojí se zvyšováním pohyblivosti či si vzpomene na tělesnou výchovu na základní škole. Ve zmíněné sportující populaci je strečink středem debat a názorových výměn. V současné době existuje a sílí trend odmítání strečinku statického a mnohem více je prosazován strečink dynamický. Díky dalšímu zkoumání stále získáváme nové poznatky a názory se stále mění.

Účinky strečinku jsou na podkladě biomechanickém nebo neurofyziologickém. Oba tyto mechanismy, ale ovlivňuje mnoho faktorů a výsledky studií jsou často rozdílné a neodpovídají si, problematika strečinku je tak velmi složitá.

Práce si klade za cíl objasnění účinků různých typů strečinku a vysvětlit možné mechanismy těchto účinků.

2 CÍLE

Práce si klade za cíl objasnění krátkodobých účinků strečinku a to ve vztahu k různým typům protažení a dalším faktorům. Cílem je také vysvětlení možných mechanismů účinků.

3 PŘEHLED POZNATKŮ

Cílem strečinku je ovlivnit vlastnosti protahovaného svalu, nejčastěji za účelem zvýšení jeho protažitelnosti (extensibility) a tím ovlivnění rozsahu pohybu v kloubu (ROM), či odstranění pocitu “ztuhlosti”.

Účinky strečinku protahovaného svalu závisí na samostatné struktuře a na biomechanickém chování tkání v závislosti na aplikovaném protažení. Při samotném protažení potom neovlivňujeme pouze svalové bříško, ale i šlachy a okolní tkáně. V literatuře se setkáváme s pojmem šlachosvalová jednotka (muscle-tendon unit; MTU), jenž je tvořena právě svalovým bříškem a šlachou, a použitím toho termínu se můžeme vyvarovat nepřesnostem.

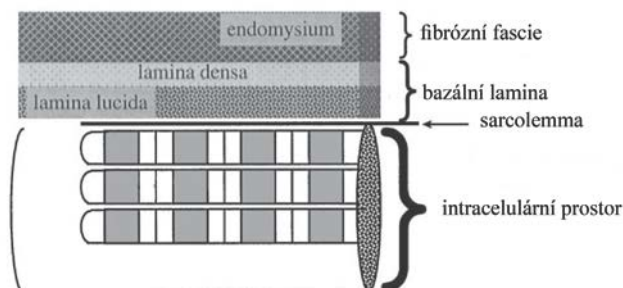
3.1 Šlachosvalová jednotka

3.1.1 Svalové bříško

Základní strukturou svalu je svalové vlákno, které je tvořeno dalšími subjednotkami - fibrilami (myofibrily). Myofibrily jsou tvořeny filamenty, které leží paralelně k dlouhé ose myofibrily. Filamenty obsahují především dva proteiny - aktin a myosin, které spolu interagují, a na podkladě tzv. sliding-filament teorie je jejich interakce podstatou svalové kontrakce. Další proteiny (př. tropomyosin, titin) se podílí na struktuře či ovlivňují interakci proteinů filament. Uspořádání filament vytváří opakující se strukturální jednotku, tzv. sarcomeru, která je funkční jednotkou svalového vlákna a ve vláknu jsou tyto sarcomery sériově zapojeny. Nedílnou součástí svalu je pojivová tkáň, která se ve svalu vyskytuje na třech úrovních a to jako endomysium obklopující svalové vlákno, perimysium obklopující fascikly a epimysium pokrývající celý sval. (McArdle et al., 2009, 354-365)

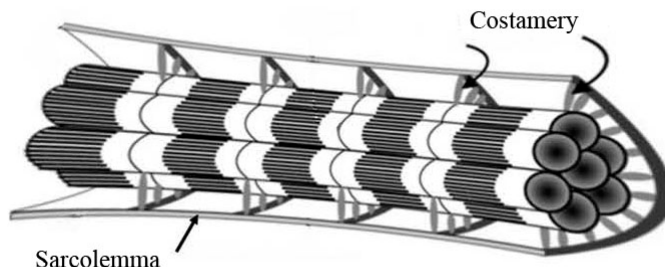
Huing potom o svalu uvažuje jako o kompozitu tvořeném extracelulární matrix (ECM) s trojitým zpevněním (obr. 1): (1) aktivní komponenta schopná generace síly a

aktivně odolávat zatížení (svalová vlákna), kapacita odolávání je částečně sdílená s (2) basální laminou a (3) pasivními fasciálním aparátem (pojivová tkáň svalu). Basální lamina se potom chová jako „lepidlo“ a spojuje svalové vlákno s pojivovou tkání. (Huijing, 1999)



Obr. 1 Model svalu (Huijing 1999)

Důležitou strukturou jsou potom costamery (obr. 2), které jsou místem ukotvení kontraktálního aparátu - filament do membrány svalového vlákna (sarcolemma) a do extracelulární matrix (ECM) vazivové tkáně obalující jednotlivá vlákna (endomysium) (Grounds et al., 2005). Jsou tedy možným místem laterálního přenosu sil (Bloch, 2003). Také se ale jedná o membránové struktury tvořené dvěma (potvrzenými) proteinovými komplexy. Jsou místem přenosu sil, signálním místem a tvoří integritu sarcolemy (Peter et al., 2011). Usuzuje se, že jsou to také dynamické struktury citlivé na mechanické, elektrické nebo chemické podráždění (Ervasti, 2003).



Obr. 2 Lokace costamer ve vztahu k sarcolemě a myofibrilám (Cutroneo et al., 2012)

3.1.2 Šlacha

Šlacha je tuhý snopec fibrózní pojivové tkáně uzpůsobený k přenosu sil. Šlachy jsou variabilní ve svém tvaru a velikosti, od plochých po cylindrické, vějířovité až stuhovité. Jejich tvar a vlastnosti jsou velmi spojeny s chováním celé šlachosvalové jednotky (MTU). (Franchi et al., 2007)

Vlastnosti šlachy jsou dané nejen tvarem, ale také strukturou, která je především tvořena kolagenem a elastinem usazeným v proteoglycan-vodové matrix. Tyto elementy jsou produkovány tenoblasty a tenocyty, Základní jednotkou šlachy je potom kolagenní vlákno vytvořené z kolagenních fibril. Jemný obal pojivové tkáně nazývaný endotendon obaluje jednotlivé kolagenní vlákna, váže je k sobě a vytváří tak primární svazek vláken. Několik primárních svazků tvoří sekundární svazek, podobně svazek sekundárních svazků tvoří svazek terciární a ty dohromady tvoří šlachu. Celá šlacha je potom pokryta opět jemným obalem pojivové tkáně tzv. epitenonem. Třírozměrná ultrastruktura šlachových vláken a svazků vláken je komplexní. Fibrily v jediném kolagenním vlákně jsou uspořádané nejen longitudinálně, ale transverzálně a horizontálně. Longitudiální fibrily se vzájemně kříží, zaplétají se do sebe a vytváří se i spirálovitá architektura. Vzniká tak komplexní ultrastruktura s dobrou tlumící kapacitou na podélné, příčné, vodorovné i rotační síly. (Kannus, 2000)

Aparecida de Aro et al. (2012) také poukazuje na typické zvlnění tzv. crimp především kolagenních fibril typu I v pojivové tkáni, která podléhá tenzním silám. Toto zvlnění je značně variabilní a může být odlišné v různých částech jedné šlachy. K tahovým silám produkováných svalovým bříškem se přidávají síly třecí a kompresní, skupina těchto sil má silný vliv na místní variabilitu a skladbu ECM. ECM se tak adaptuje na biomechanické síly a vzniká lokální odchylka ve složení a organizaci v jedné šlaše. Příkladem může být, že v místech s jednostranným namáháním, vlákna vykazují pravidelné unilaterální uspořádání. (Aparecida de Aro et al., 2012)

3.1.3 Přenos sil ve šlachosvalové jednotce

Z jednoduššího pohledu, síly vygenerované svalovými vlákny jsou přeneseny na šlachu a pak na kost a označujeme je jako myotendinózní přenos sil. Jeho mechanismus je na základě specializace konců svalového vlákna. Ke konci svalového vlákna se jeho průměr zmenšuje a také sarcolemma se významně překládá a vzniká invaginace či výběžky. V místě invaginací jsou kolagenní vlákna a předpokládá se, že síla je na ně přenesena z vnitřního prostředí vlákna (prstům podobné struktury). (Huing, 1999)

Další možnou cestou přenosu je také laterální přenos nazývaný jako myofasciální. V tomto případě se síly přenáší ze sarcomer na obklopující endomysium, které vytváří tunel kolem svalového vlákna. Jakmile je síla přenesena na endomysium, existuje několik možných cest přenosu: (1) tenzní přenos v longitudinálním směru (fasciotendinózní přenos); (2) přenos v křížném směru na přilehlé endomysium skrze zatížení pojiva fasciklu, tedy přenos sil mezi endomysiem sousedních svalových vláken; (3) přenos v křížném směru na aktivní nebo pasivní sarcomery sousedních svalových vláken skrze zatížení endomysia a bazální laminy. Síla se tedy může přenést na šlachu (fasciotendinózní přenos) nebo na sousedící fascikly a až na epimysium obklopující celý sval. (Huing, 2003)

3.2 Neurostruktury

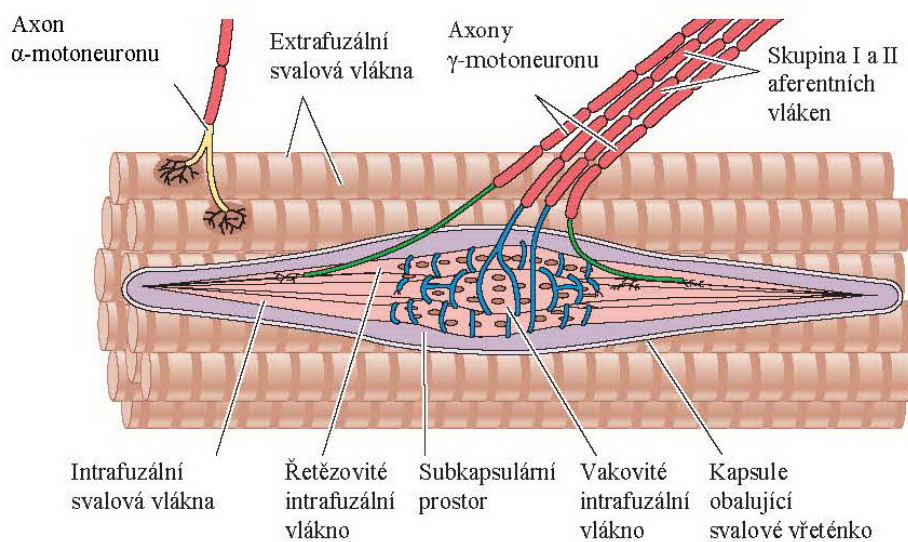
Tělo je neustále informováno o zevním prostředí a o poloze vlastních segmentů. Získané informace využívá k plánování a ke korekci prováděného pohybu. V MTU pak máme dva typy sensorů a to na délku svalu a tahové napětí na šlaše. (Latash, 1998, 3)

Svalové vřeténko

Každé svalové vřeténko (Obr. 3) se skládá ze specializovaných tzv. intrafusálních vláken, které jsou oddělené pojivou tkání od obyčejných, extrafusálních (Puvres, 2004, 198). Nacházíme 2 typy intrafusálních vláken dle uložení tzv. jader: řetězovitá a vakovitá, s tím že vakovitá vlákna mají další 2 podtypy - dynamické a statické. Ve vřeténku jsou také

přítomny dva druhy senzitivních zakončení. Primární zakončení senzitivního vlákna typu Ia inervují oba typy intrafuzálních vláken, ale zakončení sekundární (vlákno typu II) jsou převážně na statických vakovitých a řetězovitých vláknech. (Latash, 1998, 36)

Primární zakončení jsou citlivá jako na změnu délky tak i na rychlost dané změny. Sekundární zakončení je citlivé pouze na délku svalu. Zejména primární zakončení jsou také velmi citlivé na malé změny délky, zvláště pokud se objevují s vysokou frekvencí (př. vibrace). (Latash, 1998, 37–38)



Obr. 3 Svalové vřetenko s několika intrafuzálními vlákny (Puvres, 2004, p. 198)

Důležitou součástí svalového vřetenka je inervace intrafuzálních vláken γ -motoneuronem. I zde máme dva druhy: dynamický γ -motoneuron inervující dynamické vakovité vlákno a statický γ -motoneuron inervující statické vakovité a řetězovité vlákno. Lze tak měnit senzitivitu obou zakončení pomocí regulace délky intrafuzálních vláken. (Latash, 1998, 38)

Golgiho šlachové tělíška

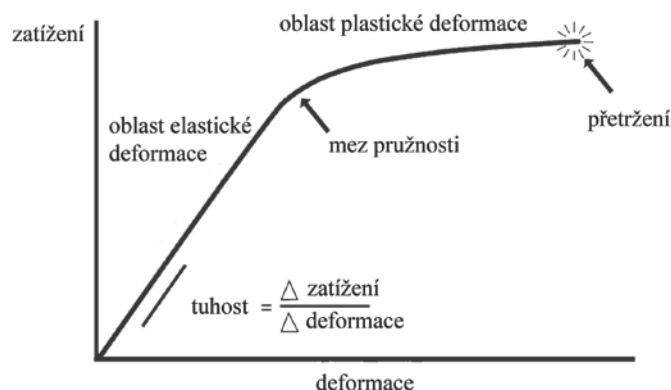
Další mechanoreceptor nezbytný pro regulaci funkce motorické jednotky jsou Golgiho šlachová tělíška. Jedná se o opouzdřené receptory v místě myotendinózní junkce (spojení šlachy se svalovým bříškem). (Hall, 2010, 661)

Jednotlivé receptory jsou inervovány Ib senzitivním vláknem. Při aktivní kontrakci se síla přímo přenáší na šlachu a tahové napětí tak podráždí šlachová tělíška. Při pasivním protažení je však svalové bříško poddajnější, tedy napětí na šlaše bude nižší než při kontrakci. Tělíška jsou proto citlivá především na napětí (tension) MTU, ne tedy na pasivní protažení (Puvres, 2004, 383 a 386).

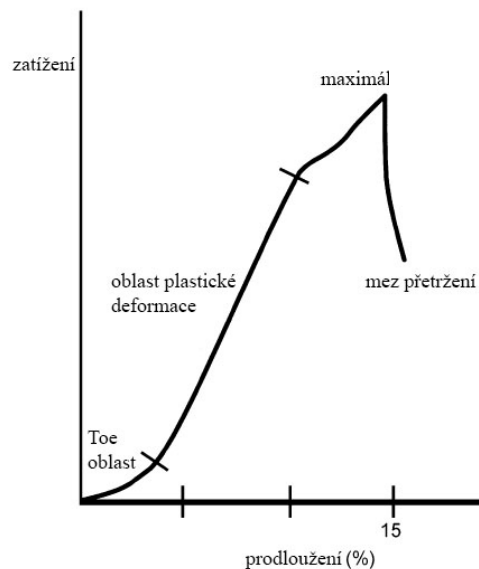
3.3 Biomechanické vlastnosti šlachosvalové jednotky

Strečink je ve své podstatě aplikace mechanického zatížení na MTU a sledované protažení je odpovědí na toto zatížení.

Charakter odpovědi na zatížení popisuje křivka deformace. Na rozdíl od křivky elastických materiálů (obr. 4), většina komponent měkké pojivové tkáně svalů, šlach a vazů má na začátku své křivky tzv. toe oblast. (obr. 5). Toe oblast odpovídá narovnání kolagenních fibril pojivové tkáně. Dále na křivce je oblast elastická a její sklon je závislý na rychlosti protažení. Toto znamená, že MTU (a další biologické tkáně) jsou viskoelastické. (Knudson, 2007, 72-73)



Obr. 4 Obecná křivka deformace elastického materiálu (Knudson, 2007, 72)



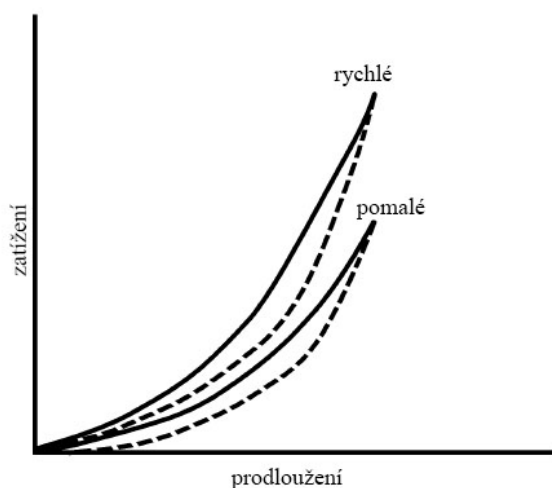
Obr. 5 Obecná křivka deformace šlachy (Knudson, 2007, 73)

Dalšími vlastnostmi viscoelastických materiálů (v našem případě MTU) jsou: tečení (creep), relaxace zatížení (stress relaxation) a hysteréza. Creep efekt neboli tečení je nárůst deformace v čase při působení konstantního tahového napětí. Relaxace zatížení je naopak snížení tahového napětí v čase při konstantní deformaci. V obou případech se jedná o fenomény nelineární. Příkladem může být statické protažení svalu při daném úhlu v kloubu, kdy postupem času bude klesat napětí ve svalu díky relaxaci zatížení. Když bychom zavěsili závaží na nylonový provaz, postupně by docházelo k prodloužení provazu a tato změna délky při konstantním zatížení (váha) je důsledkem tečení. Hysteréza je vlastnost materiálu, kde je jiný charakter odpovědi po odlehčení než při zatížení (obr. 6). Rozdíl vypovídá o ztrátě energie v daném systému. (Knudson, 2007, 73-74).

Odpověď MTU při statickém protažení je viskoelastická a závislá na rychlosti protažení. Z tohoto důvodu se upřednostňuje protažení pomalé před rychlým. Charakter odpovědi bude také ovlivněn klidovou aktivitou svalu, předchozí svalovou aktivitou a jejím typem. (Knudson, 2007, 75)

U aktivní MTU můžeme pozorovat jiné biomechanické vlastnosti. První je závislost produkovatelné síly na aktuálním překrytí kontraktilních filament, tedy délkou sarcomery.

Tato závislost se pak popisuje jako vztah síla-délka (force-length). Při ideálním překrytí filament je sval schopen generovat nejvyšší sílu. Při příliš prodlouženém či zkráceném svalu tato schopnost klesá. Vztah síla-rychlost (force-velocity) nám ovlivňuje funkční možnosti svalu a říká, že generovaná síla klesá s rostoucí rychlostí koncentrické kontrakce a roste s rychlostí excentrické kontrakce. (Latash, 1998, pp. 32–33)

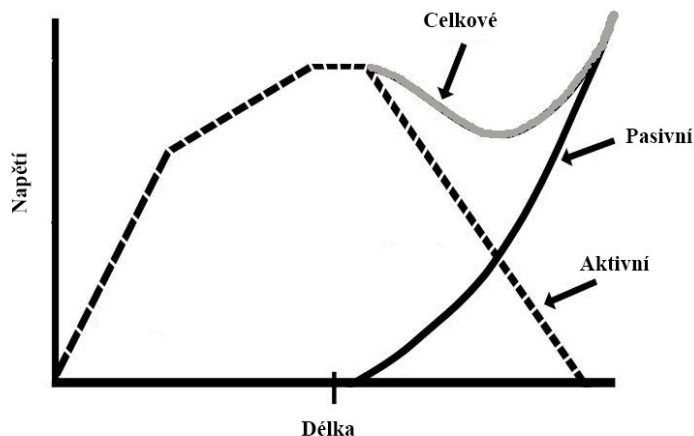


Obr. 6 Křivka deformace šlachy při rychlém a pomalém protažení na stejnou délku. (Knudson, 2007, 73)

Důležitou vlastností je také tzv. vztah force-time, který je dán uplynulým časem mezi motorickým akčním potenciálem a skutečným vzrůstem či vrcholem svalového mechanického napětí (Knudson, 2007, 86). Těsně tak souvisí s elektromechanickým zpožděním (EMD), kterým označujeme dobu mezi nástupem motorického akčního potenciálu a nárůstem svalové aktivace (Costa et al., 2010). Mnoho faktorů ovlivňuje jeho velikost, ale je zejména dán šířením akčního potenciálu po membráně, elektromechanické spřažení (excitation-contraction coupling) (Grosset et al., 2009) a tuhostí pojivové tkáně (Muraoka, 2004).

Napětí vytvářené kosterním svalem tedy můžeme popisovat podle dvou mechanických zdrojů jako pasivní a aktivní. Aktivní napětí je projevem kontraktilní aktivity či silou produkovanou interakcí aktinových a myosinových filament

(vztah síla-délka). Pasivní napětí vyplývá z pojivové tkáně šlachosvalové jednotky, která je protažena za svou klidovou délku (křivka deformace Obr. 5). Vztah těchto dvou napětí nelze zcela oddělovat pro komplexní stavbu pojivové tkáně. K popisu aktivních a pasivních komponent se často využívá vztah napětí-délka (tension-length; Obr. 7) (Knudson, 2006)



Obr. 7 Vztah napětí-délka kosterního svalu vyjadřuje součet aktivní (----) a pasivní (—) napětí. (Knudson, 2006)

Při pasivním protažení je MTU tuhost dána sklonem elastické oblasti křivky závislosti deformace na zatížení (Obr. 4) (Knudson, 2007, 72).

Zvýšení protažitelnosti svalu může být zapříčiněno snížením tuhosti svalu či zvýšením jeho délky. Snížení tuhosti svalu je dána poklesem sklonu angle-torque křivky při protažení, jenž je ekvivalentem křivky deformace (Obr. 5) či pasivní oblasti vztahu napětí-délka, a prodloužení svalu se projeví posunem celé křivky doprava. V případě, že se nezmění sklon a ani se křivka neposune, můžeme zvýšení protažitelnosti přičítat změně citlivosti na protažení. (Weppeler & Magnusson, 2010)

3.4 Metody měření užívané ve studiích a měřené parametry

V literatuře se nejčastěji setkáváme s měřením následujících parametrů, které můžeme rozdělit na biomechanické a elektromyografické.

Využívanou metodou měření svalové aktivity je povrchová elektromyografie (EMG), která je vhodná pro hodnocení větších svalů s bříškem blízko povrchu těla (Latash, 2012, 297). Přesněji pak označujeme elektromyografii jako kinesiologickou, jestliže zkoumá svalovou aktivitu v závislosti na pohybech segmentů těla (Rash, n.d.).

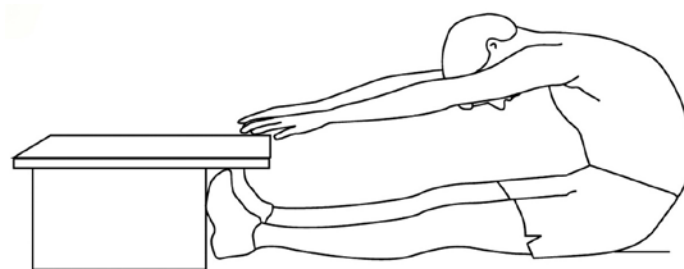
Měřený EMG signál je elektrický projev neuromuskulární aktivace spojený s kontrakcí svalu. Nejvíce využívaným parametrem ve zmíněných studiích je právě amplituda EMG signálu, kterou lze po zpracování získaných dat využívat k hodnocení svalové aktivity.

K hodnocení míry svalové aktivace lze využít i tzv. interpolated twitch technique. Při níž využitím supramaximálního elektrického stimulu můžeme aktivovat do té doby neaktivní motorické jednotky a můžeme vyvodit míru původní svalové aktivace. (Huang et al., 2010)

Mezi další parametry, se kterými se můžeme setkat, je H/M poměr (H-reflex/M vlna). Selektivním podrážděním Ia aferentních vláken ze svalového vřetenka se vyvolá H-reflex a výsledným poměrem k vyvolané M vlně hodnotíme excitabilitu předního motoneuronu. (Preston & E. 2013, 41–44)

Sharman et al. (2006) potom upozorňuje na zavádějící hodnocení excitability α -motoneuronu pouze pomocí izolovaného H-reflexu, jelikož více faktorů má vliv na jeho velikost.

Z biomechanických vlastností MTU se nejčastěji v laboratorních podmínkách pomocí dynamometru měří aktivní moment [Nm], který je generovaný svalem tedy svalová síla, a pasivní moment [Nm], jenž je odporem kladený především MTU na protažení. Svalová tuhost (muscle stiffness), přesněji označována jako šlachosvalová tuhost, je nejčastěji vyjádřena jako závislost momentu na úhlu postavení kloubu. Dále z výkonových parametrů se měří výška a další parametry u různých typů skoků, čas sprintu nebo se hodnotí testy hbitosti (agility). V neposlední řadě se měří pohyblivost a kloubní rozsah využitím goniometrie nebo formou testu. Příkladem může být sit and reach test (test dosahu (obr. 6)).



Obr. 6 Sit and reach test (Barlow et al., 2004)

3.5 Typy strečinku

Typy protažení můžeme rozdělit na 3 základní skupiny (Page, 2012):

Statický strečink

Jedním z nejznámějších a tradičních typů. Podstatou je nastavení do polohy s pocitem protažení, toto nastavení může být provedeno aktivně subjektem či pasivně partnerem (Page, 2012). Tato statická poloha se drží alespoň po dobu 15-20s (Ratamess, 2011) a využívá se více opakování (Page, 2012). Ukázka Obr. 7.



Obr. 7 Statický strečink hamstringů (b, d) a kvadricepsu (a, c) (Sekir et al., 2010)

Dynamický strečink

Označujeme tak cviky s pohybem segmentů v plném kloubním rozsahu. Jedná se o funkční pohyby často odpovídající pohybům dané aktivity a u které se neužívá držené polohy ani relaxace. Důležitá je plynulost a přiměřená rychlost. (Ratamess, 2011) Ukázka na Obr. 8.

Do dynamického strečinku lze řadit i strečink balistický. Jedná se o rytmický pohyb využívající švihů tělesného segmentu k úpornému protažení svalu (Bandy et al., 1998) či jak popisuje Page (2012), využívá se rychlých, alternujících pohybů nebo hmitání na konci rozsahu. Jeho využití je pro jeho povahu kontroverzní a dnes kondiční trenéři tento typ strečinku nevyužívají (Ratamess, 2011). Balistický strečink tedy můžeme chápat jako švihový pohyb celým tělesným segmentem nebo jako hmitání na konci maximálního rozsahu.



Obr. 8 Dynamický strečink hamstringů (c, d) a kvadricepsu (a,b) (Sekir et al., 2010)

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace: PNF strečink

V České republice je pojem PNF strečink neuzívaný. Principem celé metody PNF je umožnění neuromuskulární aktivace (svalové kontrakce) pomocí facilitačních metod (Holubářová & Pavlů, 2011). Jednou z těchto metod je relaxace a útlum antagonistického pohybového řetězce (nebo také jednotlivých antagonistů) relaxačními technikami (Holubářová and Pavlů, 2011) a právě jich PNF strečink využívá. Tradičně jsou účinky těchto technik připisovány zejména reciproční a autogenní inhibici (Sharman et al., 2006).

Svaly či skupiny svalů omezující pohyb označujeme jako antagonistické. Svaly opačné potom jako agonistické. V zásadě se jedná o využití isometrické kontrakce, u všech technik by měla trvat 5-8s (Adler et al., 2008, 31–32).

Techniky využívané ve studiích:

- všechny techniky začínají pasivním dosažením místa omezení (Ferber et al., 2002)
- *kontrakce-relaxace (CR)* = isometrická kontrakce antagonistů, následovaná relaxací a pasivní navedení do nového maxima a protažení (Page, 2012)
- *kontrakce-relaxace s kontrakcí agonistů (CRAC)* = po isometrické kontrakci antagonistů následuje isotonická kontrakce agonistů s dosažením nového maximálního rozsahu, při isotonické kontrakce se může dopomoci (Page, 2012)
- *kontrakce agonistů s relaxací (ACR)* = kontrakcí agonistů dosahujeme nové polohy, protahují se tak antagonisté a po relaxaci je doprovázeno pasivním protažením (Ferber et al., 2002)

3.6 Účinky strečinku

3.6.1 Statický strečink

Zejména dříve jedním z argumentů pro využití statického strečinku bylo přesvědčení o možném pozitivním účinku na sportovní výkon a o jeho preventivním účinku na zranění. Dnes se o jeho účincích vedou rozsáhlé debaty.

Neurofyziologické změny během strečinku

Při protažení svalu dochází k podráždění především svalového vřetenka, které cestou Ia aferentních vláken také ovlivňuje excitabilitu α -motoneuronu. Při protažení Guissard et al. (1988) sleduje postupné snižování amplitudy H-reflexu, ale také snižování T-reflexu (napínací reflex), které je však menší. Toto snížení H-reflexu je pozorováno pouze po dobu protažení, ale T-reflex i po ukončení protažení zůstává snížený. Autoři poukazují na to, že toto snížení T-reflexu je pravděpodobně dané zvýšenou poddajností MTU či snížením senzitivity svalového vřetenka. (Guissard et al., 2001)

Dále také Guissard et al. (2001) zkoumají mechanismy tohoto snížení H-reflexu. Porovnávají H-reflex a E-reflex (exteroceptivní reflex) během protažení plantárních flexorů nízkou (10° dorsální flexe, DF) a vysokou intenzitou (20° DF). Při nízké intenzitě protažení dochází pouze ke snížení H-reflexu, při vysoké intenzitě dochází navíc i ke snížení E-reflexu. Při nízké intenzitě protažení se uplatňují presynaptické mechanismy, tedy inhibice aferentace z Ia vláken bez změny excitability samotného motoneuronu. Při vysoké intenzitě protažení sníženou reflexní aktivitu připisuje autorka postsynaptickým inhibičním mechanismům, kde svou roli může hrát snížená excitabilita kortikálních motoneuronů či α -motoneuronů, inhibiční vliv Golgiho šlachových tělísek a Renshaw buněk (Guissard & Duchateau, 2006). (Guissard et al., 2001)

K výše zmíněným účinkům však dochází během protažení, a jak autorka uvádí, po ukončení protažení, dochází k návratu parametrů na původní hodnoty během několika

sekund (Guissard & Duchateau, 2006). Podobné výsledky potvrzuje i Vujnovich & Dawson (1994).

Jedním ze známých a významných účinků statického strečinku je vliv na svalovou sílu, literatura pak používá termín: protažením způsobený pokles svalové síly (stretch-induced strenght deficit). Přesný mechanismus tohoto snížení produkce síly není znám, ale důkazy svědčí především o mechanismu neurofyziologickém a biomechanickém (Costa et al., 2010).

Mechanismy stretch-induced strenght deficit

Zejména dřívější práce využívaly značně dlouhé aplikace strečinku. Příkladem může být Fowles et al. (2000), kde celkový čas protažení jedné svalové skupiny byl 30 minut nebo Costa et al. (2010) aplikující strečink 20 minut. Přestože je takto dlouhé protažení velmi nepraktické, mohou nám pomoci poodhalit pozadí účinků a mechanismů strečinku.

Celkovou dobou protažení 30 minut Fowles et al. (2000) vyvolali 25% snížení maximální volní síly plantárních flexorů, které přetrvávalo i 1 hodinu po protažení (12%-8%). Z hodnocení svalové aktivity pomocí eletromyografie vyvodili závěr, že k okamžitému snížení maximální kapacity produkce síly (maximal force-generation capacity) došlo převážně sníženou svalovou aktivací. Avšak toto dočasné snížení svalové aktivity trvalo pouze 15min, tedy snížená schopnost generace síly i po této době musela být zapříčiněna jinými faktory. (Fowles et al., 2000)

I v dalších studiích změřili poststrečinkový pokles EMG aktivity při svalové kontrakci (Behm et al., 2011; Marek et al., 2005; Amiri-Khorasani & Kellis, 2013; Sekir et al., 2010) a potvrdili tak vliv neurofyziologických mechanismů. Překvapením do určité míry byla studie Cramer et al. (2005), kteří po protažení jedné dolní končetiny pozorovali snížení svalové EMG aktivity na druhé, neprotažené dolní končetině, a podpořil tak teorii o možném vlivu centrálních mechanismů. Také i v této studii, podobně jako ve studii Fowles et al. (2000), došlo k návratu EMG amplitudy po 15 minutách od ukončení

protažení.

Několik studií (Nelson et al., 2001; Herda et al., 2008; McHugh & Nesse, 2008) uvažuje o biomechanickém vlivu na vztah síla-délka. Nelson et al. (2001) při testování isometrického maximálního momentu (peak torque; PT) extenze v kolenou, pozorovali signifikantní snížení PT pouze při úhlu 162°. Herda et al. (2008) pak pozorovali, že protažení zaměřené na hamstringy zapříčinilo pokles isometrického PT při flexi v kolenním kloubu v úhlu 101° a v úhlu 81°. V dalších úhlech (61°, 41°) v kolenním kloubu nedošlo k významnému poklesu PT. McHugh & Nesse (2008) pak také pozorovali významné snížení isometrické PT při flexi v koleni a opět pouze při zkráceném svalu. Výše uvedené studie hovoří pro posun křivky vztahu síla-délka a potvrzují tak změnu biomechanických vlastností MTU.

Vliv celkové doby protažení na míru účinků

Z hlediska biomechanických vlastností se uplatňuje doba trvání protažení. Přesvědčivé důkazy o významnosti faktoru doby protažení svědčí práce jak s dlouhou, ale také i se středně dlouhou dobou protažení. Příkladem může být studie Fowles et al. (2000), kde při aplikaci extrémně dlouhé doby protažení, ihned došlo k poklesu isometrické maximální volní kontrakce (MVC) o 28%, po 5 minutách již došlo k návratu na 80%, po 15 minutách na 87% výchozí hodnoty a po 60min stále byla na hodnotě o 9% nižší než výchozí hodnota. Negativní účinky protažení ale mohou přetrvávat i mnohem déle. Jak uvádí Power et al. (2004) po protažení jedné svalové skupiny po dobu 270s pokleslo MVC s přetrvávajícím účinkem (snížení o 8,4-10,4%) i 120min po protažení. Mezi práce se střední celkovou dobou protažení a prokazující negativní efekt je studie Bacurau et al. (2009), kde po protažení svalových skupin po dobu 270s došlo ke snížení 1RM (opakovací maximum) o 13,4%. Další studií se střední délkou protažení je práce Kokkonen et al. (1998), kdy protažení extensorů i flexorů kolene vyvolalo snížení 1RM flexe v koleni průměrně o 7,6% a snížení 1RM extenze průměrně o 8,1% oproti kontrolní skupině.

Nejen výše vybrané, ale i další studie (Power et al., 2004; Herda et al., 2008; Weir et al. 2005; Marek et al. 2005) hodnotící středně dlouhou dobu protažení (270-600s), poukazují na významný vliv strečinku na sílu. Použité protahovací protokoly by byly avšak časově velmi náročné a při přípravě před sportovním výkonem tudíž nevyužitelné, navíc pro jejich známý vliv na sílu nepoužívané. V praxi jsou využitelnější protokoly s kratšími celkovými dobami protažení (30-90s).

Ogura et al. (2007) při porovnání protažení hamstringů po dobu 30s a 60s nepozorovali významný rozdíl v účinku na kloubní rozsah (ROM), který se v obou případech oproti kontrolní skupině zvýšil. Došlo ale k významnému snížení MVC u 60s protažení, u 30s nenastala výrazná změna oproti kontrolní skupině. Vyplyvá tedy, že u 30s protažení se dosáhlo přibližně podobného ROM jako u 60s, ale bez negativního účinku na MVC. (Ogura et al., 2007)

K podobnému výsledku došel Zakas et al. (2006). Ten porovnával vliv protažení extensorů kolene v délce 1x30s, 10x30s a 16x30s. Všechny délky protažení ovlivnily ROM, 2. a 3. protahovací protokol však vyvolal také významné snížení isokinetického PT při všech měřených rychlostech nebo. Délka protažení 30s tedy významně neovlivnila isokinetické PT. (Zakas et al., 2006)

Siatras et al. (2008) pak porovnával protažení kvadricepsu po dobu 10s, 20s, 30s a 60s. Statisticky významné změny nastaly u protažení v délce 30s a 60s, kde došlo ke zvýšení ROM, poklesu isometrického PT o 8,5% resp. 16% a poklesu isokinetického PT při rychlosti 60°/s (5.5% vs. 11.6%) a při rychlosti 180°/s (5.8% vs. 10.0%) při extenzi v kolenním kloubu.

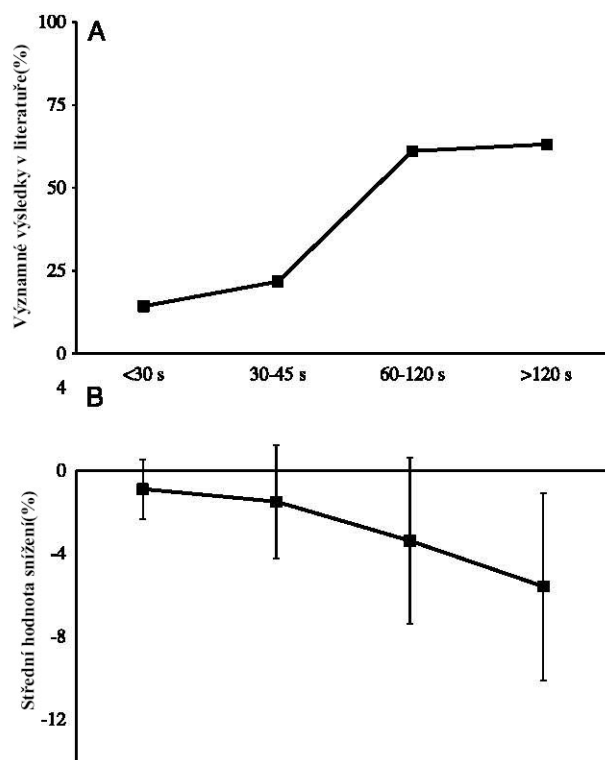
Také Brandenburg (2006) nenašel výrazný rozdíl v účinku dvou protahovacích protokolů s dvěma cviky po 3x15s nebo 3x30s. Během testování isometrické, koncentrické a excentrické PT při flexi kolene oba protahovací protokoly vyústily ve velmi podobné snížení v porovnání s předstrečinkovými hodnotami. (Brandenburg 2006)

Také sledujeme negativní účinek na výšku výskoku (Behm et al., 2011;

Hough et al., 2009; Robbins & Scheuermann, 2008). Knudson et al. (2001) ale nepozoruje odlišnosti v kinematice výskoku. Podobně Samuel et al., (2008) nepozoroval vliv na výšku vertikálního výskoku (vertical jump; VJ) a ani Power et al. (2004) u seskoku (drop jump; DJ).

U kratší celkové doby protažení si lze všimnout protichůdných výsledků při stejně dlouhé aplikaci (př. Siatras et al.(2008) vs. Zakas et al. (2006) isokinetické PT), ale jak ve své meta-analýze Behm & Chaouachi (2011) zmiňují, sledujeme větší variabilitu výsledků studií s celkovou délkou protažení kratší než 90s. Také došli k závěru, že délka protažení kratší než 30s vyvolá zanedbatelné snížení síly (force), momentu (torque) a isokinetického výkonu (power) oproti protažení delší než 90s. Protažení delší než 90s vykazuje trend významného zhoršení měřených parametrů oproti dobám protažení kratším než 90s. Dále uvádí, že při porovnání studií s délkami od 30s do 20minut, převážně ale od 90s do 2min, dochází ke střední hodnotě procentuálního snížení síly o 6,9%, naproti tomu ale dochází pouze k negativnímu ovlivnění výskoku o 2,7% a k negativnímu ovlivnění rychlosti sprintu o 2,4%. (Behm & Chaouachi, 2011)

Samostatnou systematickou rešerši zpracovali také Kay & Blazevich (2012). Deset studií s délkou protažení <30s nevykázaly významné snížení svalového výkonu. Celkem 25 studií s celkovou délkou protažení mezi 30-45s společně také neprokázaly signifikantní vliv na rychlostně a na výkonu závislé (power-dependent) aktivity. Ale 11 studií (30-45s) zabývajících se maximální silou, již vykazalo určité protichůdné výsledky, přesto není pravděpodobný významný účinek. Při celkových délkách protažení >60s již ovšem velmi strmě vzrůstá významnost negativních účinků. Na Obr. 9 můžeme pozorovat trend nárůstu pravděpodobnosti významného účinku na parametry výkonu ve vztahu k míře tohoto účinku. (Kay & Blazevich, 2012)



Obr. 9 Korelace mezi (A) vztahem doby protažení s pravděpodobností významného snížení a (B) vztahem dobou protažení se středními hodnotami snížení parametrů výkonnosti (síly, výkonu (power) a rychlosti) (Kay & Blazevich, 2012)

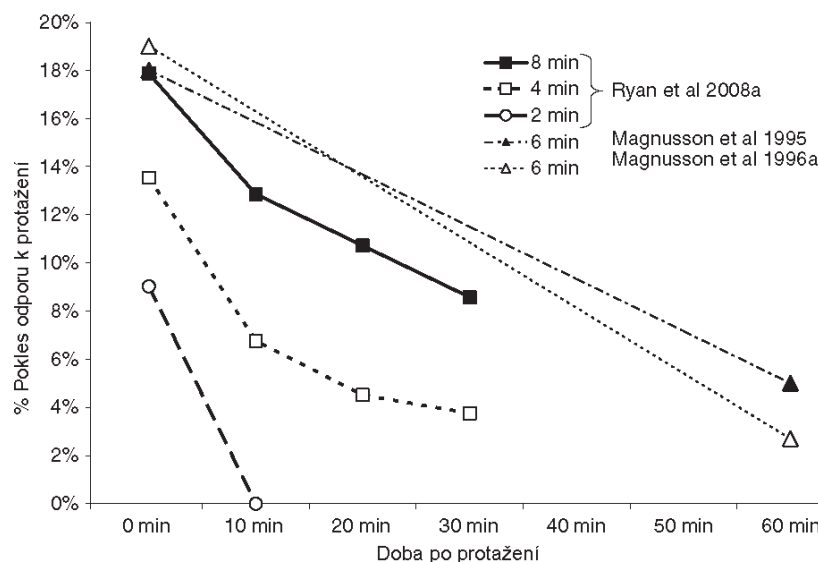
Účinky na šlachosvalovou tuhost

Ze znalostí viscoelastických vlastností, není překvapením, že účinky strečinku jsou ovlivněny hlavně délkou a rychlostí protažení, ale i dobou trvání případných pauz mezi jednotlivými opakováními. Doba trvání protažení určuje míru relaxace a naopak doba pauzy dává možnost k navrácení do původního stavu.

Podle studie Magnusson et al. (2000) jedno 45s protažení vyvolalo viskoelastickou relaxaci se snížením pasivní PT přibližně o 20%, avšak následující protažení po 30s pauze nebylo nijak ovlivněno předchozím, tudíž došlo během pauzy k znovunabytí původních vlastností. Autor pak nabízí vysvětlení těchto výsledků, tím že poukazuje na důležitou roli rychlého návratu pasivní energie v elastickém odpružení (elastic recoil) během lokomoce. Další studie (McNair et al, 2001; Muir et al., 1999) s kratší dobou strečinku pak vykazují obdobné výsledky - minimální či transientní účinek na MTU tuhost.

(Magnusson et al., 2000)

Ryan et al. (2008) teorizují ohledně možného prahu délky protažení, která již vyvolá prolongované (v řádu jednotek až desítek minut) a statisticky významné snížení MTU tuhosti. Ve své studii během měření šlachosvalové tuhosti při třech rozdílných protokolech (doba protažení 2min, 4min a 8min) došlo u všech ke snížení. U 2min protokolu došlo k pominutí účinku do 10 minut po protažení. U protokolů 4min a 8min došlo k úpravě na původní hodnoty do 20 minut. (Ryan et al., 2008) Vypovídající představu o účinku protažení na tuhost si můžeme udělat také z následujícího grafu (Obr. 10).



Obr. 10 Účinky doby strečinku na odpor při pasivním protažení (McHugh & Cosgrave, 2010)

Chování šlachosvalové jednotky při protažení

Při bližším pohledu na tuhost MTU, je dnes prokázána rozdílná reakce svalového bříška a šlachy na protažení. Nakamura et al. (2011) uvádí celkový pokles tuhosti MTU a svalového bříška i po 10 minutách statického strečinku (SS), ale naopak tuhost šlachy stoupla těsně po protažení a během desáté minuty po strečinku již byla na hodnotách původních. Obdobně i Morse et al. (2008) a Kay & Blazevich (2009) došli k závěru, že snížení tuhosti MTU připadá především na svalové bříško. Morse et al. (2008) také uvádí,

že při protažení se celková délka MTU srovnatelně prodloužila jak ve svalovém bříšku, tak ve šlaše.

Během protažení tedy větší prodloužení připadá na svalové bříško a menší část na šlachu. Ze zkušenosti, že při MVC se šlacha protáhne o něco více než při statickém strečinku, můžeme tvrdit, že při protažení MTU, šlacha nedosáhla maxima svého prodloužení. (Abellaneda et al., 2009)

Vliv na kloubní rozsah

Efekt strečinku na kloubní rozsah (ROM) je dnes potvrzen mnohými studii (Morse et al., 2008; Costa et al., 2010; Bacurau et al., 2009; Nelson et al., 2005). Studie také prokazují, že i málo jako je 30s protažení může vyvolat zvýšení ROM (Ogura et al., 2007).

Zajímavým výsledkem práce Fowles et al. (2000) je, že při protažení 13x135s se dosáhlo poloviny výsledného zvýšení ROM již při 4. protažení. Power et al. (2004) dále uvádí, že při celkovém protažení trvajícím 270s jedné svalové skupiny, statický strečink vyústil ve významné zvýšení ROM trvajícím 120 minut v sit and reach testu. V porovnání s kontrolní skupinou, ROM se zvýšil o 10% (po protažení), 8% (30 min po protažení), 7% (60 min), 6% (90 min) a 6% (120 min) po protažení.

Ačkoli je zvýšení ROM spojené se snížením pasivního momentu a MTU tuhosti (Mizuno et al., 2013), Halbertsma et al. (1996) využil dobrovolníky se zkrácenými hamstringy jejichž protažení vyústilo ve zvýšený ROM. Došlo tak ke zvýšení protažitelnosti hamstringů, ale odpor na protažení se nezměnil, a proto k účinku zřejmě došlo zvýšením tolerance na protažení.

Účinky statického strečinku v kombinaci s dalšími metodami

Zařazením sportu specifického rozcvičení (SSR) po aplikaci statického strečinku (SS) se může předejít negativním účinkům statického strečinku (Samson et al., 2012; Taylor et al., 2009). Podle Samson et al. (2012) se aplikací dynamického a statického

strečinku v kombinaci s SSR dosáhne podobného zlepšení času sprintu oproti aplikaci strečinku (jak dynamického i statického) bez SSR. Taylor et al. (2009) ale nepozoruje žádný rozdíl v účincích na výšku výskoku s protipohybem (countermovement jump; CMJ) a na sprint u použití SS v kombinaci s SSR nebo dynamického strečinku bez SSR. Není však rozdíl mezi dynamickým strečinkem samotným a v kombinaci s SSR.

Podobně i kombinace statického a dynamického strečinku může odvrátit negativní účinky SS. Troumbley (2010) ve své práci hodnotí T-test hbitosti (Příloha č. 1) u čtyř rozdílných skupin: bez protažení (NS), dynamický strečink (DS), statický strečink (SS), kombinace DS a SS. Při aplikaci pouze dynamického strečinku se dosáhlo nejlepších časů, ale vzestupné porovnání dosažených časů (DS,DS+SS,NS,SS) nás nechá uvažovat o výhodnosti využití DS s SS nežli samotné využití SS. (Troumbley, 2010)

Další studií zabývající se kombinací DS a SS je Fletcher & Anness (2007). Ti sledovali, že dynamický strečink prováděný v pohybu (při chůzi; ADS) měl větší efekt na čas 50m sprintu u mužů v porovnání s dynamickým strečinkem provedeným ve stoji (PDS)(u žen byl účinek obdobný). Přestože další skupina provedla statický strečink v kombinaci s dynamickým strečinkem, oproti ADS či PDS byl dosažený čas horší. (Fletcher & Anness, 2007)

Little & Williams (2006) také zařazením agility běhů se po strečinku (DS nebo SS) dosáhlo při sprintu podobné maximální rychlosti. DS ovšem v porovnání se skupinou neprotahujících dosáhlo lepších výsledků jak v akceleraci, rychlosti i v testech agility. Mimo výše zmíněného vlivu na rychlost, v ostatních testech pozorujeme tendenci dosažení lepších výsledků DS než SS. Pouze na výšku výskoku žádná ze skupin neměla efekt. (Little & Williams, 2006)

Z uvedených výsledků studií můžeme usuzovat o výhodném využití SS v kombinaci s dynamickým strečinkem, sportu specifikou rozcvičkou či jiné pohybové aktivity.

3.6.2 Dynamický strečink

Uvažuje se, že záměnou statického strečinku za dynamický, se můžeme vyvarovat negativním účinkům na sílu a pozitivní účinek na rozsah pohybu zůstane podobně významný.

Vliv na výkon

Většina studií zkoumá účinek DS na komplexní pohyby jako vertikální výskok (VJ), výskoku s protipohybem (CMJ), sprint. Jako jedna z mála studií (Sekir et al., 2010) využila k hodnocení dynamometrii. Studie měřila účinky DS na isokinetickou (60°/s a 180°/s) excentrickou a koncentrickou kontrakci flexorů a extensorů kolene. Po protažení došlo k signifikantnímu nárůstu koncentrické i excentrické PT kvadricepsu. Také excentrický PT hamstringů se významně zvýšil, ale k méně významnému nárůstu došlo během koncentrické kontrakce při 60°/s a k nevýznamnému nárůstu při 180°/s. (Sekir et al., 2010)

Několik studií potvrzuje pozitivní účinek na parametry výkonu (sportovního), jako jsou výkon (power či power output) (Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi et al., 2007; Manoel et al., 2008; Jagers et al., 2008), výška VJ (Hough et al., 2009; Holt & Lambourne, 2008) a výška CMJ (Behm et al., 2011). Behm et al. (2011) navíc popisuje také přetrvávající pozitivní účinky i po delším časovém úseku, přesněji po 10min stále přetrvával účinek strečinku a výška výskoku byla o 8,2% vyšší.

McMillian et al. (2006) také hodnotil účinky DS na testy hbitosti (agility): T-test hbitosti (Příloha č. 1), obouruční hod medicimbalem spodem (na vzdálenost) a pětiskok. Ve všech 3 testech dosáhla skupina DS lepších výsledků než 2 kontrolní skupiny (statický strečink a zahřátí). (McMillian et al., 2006)

Existují ale studie (Dalrymple et al., 2010; Beedle et al., 2008; Christensen & Nordstrom, 2008; Torres et al., 2008; Curry et al., 2009; Papadopoulos et al., 2005), které nepozorují významný pozitivní ani negativní vliv na parametry výkonu. Účinnost uvedených studií je ovšem na základě porovnání výsledků s kontrolními skupinami. V

porovnání se skupinami aplikující statický strečink, část zmíněných (Dalrymple et al., 2010; Papadopoulos et al. 2005; Curry et al., 2009) prokázala významný pozitivní účinek oproti statickému strečinku.

Behm & Chaouachi (2011) statisticky zpracovává výsledky několika studií a dochází k závěru, že k významnějším zlepšením isokinetického výkonu (power) a síly (force) dochází při strečinku delším 90s než u strečinku kratším než 90s. Můžeme tedy předpokládat, že důležitou roli hraje i doba strečinku. (Behm & Chaouachi, 2011)

V nedávné době se ale objevily dvě studie (Costa et al., 2014; Herda et al., 2013) svědčící o negativním účinku dynamického strečinku jak na PT, tak na svalovou aktivitu (EMG). Costa et al. (2014) popisuje snížené isokinetické PT při koncentrické i excentrické kontrakci hamstringů, ale isokinetické PT při extenzi v koleni zůstalo nezměněné. Herda et al. (2013) potom pozoroval snížení isometrického PT v 65° ($-10.2 \pm 7.4\%$) a 80° ($-10.9 \pm 10.5\%$) flexe v kolenou, tak i sníženou EMG amplitudu hamstringů.

Fletcher (2010) také studuje efekt dvou rychlostí dynamického strečinku na 3 typy skoků. Tempo bylo udáváno metronomem a to 50 bpm (úderů za minutu) nebo 100 bpm. Strečink prováděný rychlým tempem prokázal lepší výsledky u skoků využívající rychlý stretch shortening cycle (cyklus protažení a zkrácení svalu) oproti strečinku prováděnému 50 bpm. (Fletcher, 2010)

Mechanismy účinku na svalovou aktivitu

V několika studiích (Sekir et al., 2010; Fletcher, 2010; Herda et al., 2008; Hough et al., 2009; Amiri-Khorasani & Kellis 2013) bylo pozorováno zvýšení EMG amplitudy, které by mohlo pomoci osvětlit možný pozitivní účinek DS. Sekir et al. (2010) a Fletcher (2010) pozorovali změnu EMG spolu s další změnou parametru výkonu. Herda et al. (2008) potom sledoval navýšení EMG amplitudy, ale s absencí změny měřeného PT. V jedné studii (Hough, 2009) ale došlo k významné změně pouze oproti skupině aplikující statický strečink.

Usuzuje se, že příčinami zvýšení EMG amplitudy je zvýšení teploty (Manoel et al., 2008), čím se urychlí přenos signálu na nervu, možná je také změna vztahu síly s rychlostí nebo degradace energetických substrátů buňky (Bishop, 2003). Svojí roli zřejmě hraje i postaktivační potenciace (PAP) a postkontrakční sensorické pálení (postcontraction sensory discharge; PSD) (Manoel et al., 2008).

PAP je fenomén, při kterém je produkovaná síla zvýšená prostřednictvím předchozí kontrakce. Jedná se o excitaci nervového systému, která zvýší kontraktilní funkce pomocí výrazně zatěžujícího “conditioning” (upravujícího) stimulu (Lorenz, 2011). Základním principem je fosforylace myosinových lehkých řetězců, které tak zvýší svojí citlivost na Ca^{2+} (Sale, 2004).

Fenomén označován jako postkontrakční sensorické pálení (PSD) vzniká v důsledku zvýšeného pálení svalového vřetenka po předchozí kontrakci. Pozorujeme tak zvýšení klidové aktivity motoneuronů, které se může projevit při další kontrakci. (Enoka 2008, 342)

Vliv na kloubní rozsah

Většina studií měřila změnu ROM pouze sit and reach testem. (Behm et al., 2011; Samukawa et al., 2011; Curry et al., 2009) potvrzují pozitivní účinek dynamického strečinku na ROM. V porovnání se statickým strečinkem může být ale méně účinný (Behm et al., 2011). Během studií ale také (Samson et al., 2012; O’Sullivan et al., 2009) nepozorovali účinek DS na ROM u probandů s historií svalového zranění.

Chování MTU během protažení

Samukawa et al. (2011) zabýval vlivem dynamického strečinku na chování MTU. Po 5 opakování trvajících 30s dynamického protažení plantárních flexorů došlo k výraznému zvýšení ROM, z velké části k této změně došlo již po druhém protažení. Mezi jednotlivými opakováními také provedli ultrazvukové měření, které ukázalo na proximální posun myotendinózní junkce a žádnou změnu v délce fascikulů a úhlu zpeření. Došli tedy k závěru,

že ovlivněnou strukturou byla především šlacha. (Samukawa et al. 2011)

3.6.2.1 Balistický strečink

Pro svoji povahu balistický strečink není mnohými doporučován. Zejména pro vysokou pravděpodobnost aktivace napínacího reflexu, což je opakem k našemu cíli - zvýšení rozsahu, a také pro zvýšené riziko poškození tkáně. (Ratamess, 2011)

Bacurau et al. (2009) a Nelson & Kokkonen (2001) pozorují negativní účinky na 1RM při leg pressu resp. extenzi a flexi kolene prováděné zároveň. Na druhou stranu ale další autoři nepozorovali žádné účinky na flexibilitu (Unick et al., 2005), výšku VJ (Jaggers et al., 2008; Unick et al., 2005), sílu a výkon VJ (force a power) (Unick et al., 2005) a rychlost při rozběhu během přeskočků (Siatras, 2003). Samuel et al. (2008) potom sledoval negativní účinek na výkon (power) při VJ ale výška výskoku, momenty kvadricepsu a hamstringů nebyly změněné.

3.6.3 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace: PNF strečink

Studie s technikou kontrakce-relaxace (CR) (Rubini et al., 2011; Puentedura et al., 2011; Marek et al., 2005) byly stejně účinné na zvýšení ROM jako SS. Pouze v případě studie O'Hora et al. (2011) došlo s využitím CR k významnému účinku oproti SS. V případě techniky kontrakce-relaxace s kontrakcí agonisty (CRAC)(Miyahara et al., 2013) a v případě techniky kontrakce-relaxace agonisty (ACR)(Osternig et al., 1990; Ferber et al., 2002) pozorujeme zvýšený efekt na ROM v porovnání se SS. Condon & Hutton, (1987) potom nepozoroval žádný rozdíl mezi použitými technikami (SS, výdrž relaxace, kontrakce agonisty, výdrž-relaxace a kontrakcí agonisty).

Marek et al. (2005) navíc sledoval snížení PT a střední hodnotu výkonu (power output) po aplikaci PNF strečinku. V souladu s jeho výsledky potom Miyahara et al. (2013) pozoruje snížení síly MVC. V rozporu je ale studie Manoel et al. (2008), který nepozoroval žádný vliv na střední hodnotu výkonu. Obdobně Young & Elliott (2001) neměřil žádný vliv

na výšku výskoku, na špičkovou sílu (peak force) ani na míru růstu síly (rate force development).

Dále Gomes et al. (2011) zkoumal vliv PNF strečinku a SS na počet opakování (tedy svalová vytrvalost) v benchpressu a extenze v kolenou a také při různých intenzitách (40%,60%,80% 1RM). Po aplikaci PNF strečinku měření odhalilo významné snížení počtu opakování u obou typů cviků při všech intenzitách mimo 40% 1RM benchpressu. U skupiny aplikující statický strečink a u skupiny bez strečinku nebyl pozorován významný vliv na svalovou vytrvalost. (Gomes et al. 2011)

Účinky (zejména na ROM) PNF relaxačních technik byly tradičně připisovány především autogenní a reciproční inhibici. V prvním případě se jedná o snížení excitability protahovaného nebo kontrahovaného svalu na základě podráždění Golgiho šlachových tělísek. V druhém případě, reciproční inhibice je popisována jako snížená aktivace antagonistického svalu skrze volní kontrakci agonisty. (Sharman et al., 2006)

Ovšem studie měřením EMG aktivity, H-reflexu a napínacího reflexu během či po PNF strečinku vlivy těchto mechanismů zcela nepotvrzují, dokonce až vyvrací.

Kontrakce antagonisty

V případě techniky využívající kontrakci antagonistického svalu ke svalu protahujícímu, kde by mělo dojít ke snížení aktivity protahovaného svalu, některé studie ukazují naopak na zvýšenou EMG amplitudu oproti SS (Ferber et al., 2002; Condon & Hutton, 1987; Osternig et al., 1990; Mitchell et al., 2009).

H-reflex měřený na protahovaném svalu ukázal, že kontrakce antagonistického svalu vyvolá prohloubení snížení H-reflexu vyvolané samotným protažením. Toho prohloubení není ovšem velkého rázu a větší část snížení H-reflexu připadaná na pasivní protažení.(Chalmers, 2004)

Kontrakce-relaxace

Na rozdíl od ACR, při aplikaci CR či výdrž-relaxace techniky není pozorován rozdíl amplitudy EMG oproti SS (Ferber et al., 2002; Condon & Hutton, 1987; Osternig et al., 1990). Ukázalo se také, že po kontrakci dochází k inhibici napínacího reflexu trvající maximálně 3s a také šlachové tělísko již není drážděné, chybí tedy možný mechanismus inhibice. (Chalmers, 2004)

Po kontrakci ale také následuje krátkodobý (do 5s) pokles H-reflexu, jenž Guissard & Duchateau (2006) považují za výhodu pro následující pasivní protažení. Také uvádí, že míra snížení H-reflexu nezáleží na velikosti ani délce isometrické kontrakce. (Guissard & Duchateau 2006)

Guissard et al. (2001) také tvrdí, že aplikací maximální isometrické kontrakce či kontrakce antagonistů před pasivním protažením vyvolává výraznější zvýšení flexibility s větší inhibicí H-reflexu v porovnání s pouhým pasivním protažením.

Protože jsou relaxační techniky bazálně složené z kontrakce a statického protažení, hrají zde roli stejné viskoelastické vlastnosti MTU jako v případě pouhého statického protažení a tedy i jeho účinky. (Sharman et al., 2006; Hindle et al., 2012)

3.7 Zranění vzniklá při sportu a strečink jako preventivní opatření

Zranění jsou dnes běžnou součástí pohybové aktivity, ať pouze rekreační, výkonnostní či profesionální. V České republice například v roce 2006 ze všech ošetřených úrazů na chirurgických ambulancích, 22% připadalo na úrazy vzniklé při sportu (Úzis, 2008).

Zranění nastává v případě, kdy napětí aplikované na tkáň je větší než je tkáň schopna pohltnout a to akutně či chronicky (McBain et al., 2012).

Bazální rozdělení zranění můžeme udělat na podkladě příčiny a to následovně (Boyd & Eussen, 2010, 222-223):

přímé poranění - k poškození dojde zevní silou (kontakt s objektem, hráčem či zemí)

nepřímé poranění - ke vzniku dochází vnitřními silami

overuse injury - známé také jako repetitive strain injury, poškození vzniká na základě opakovaného submaximálního namáhání z různých příčin

Dále můžeme také provést rozdělení dle poškozené tkáně (měkká tkáň / tvrdá tkáň) či dle poškozené části těla.

Snahou je eliminovat všechna možná rizika a využíváme tedy jistá preventivní opatření. McBain et al. (2012) dělí tyto opatření do tří skupin: vybavení, trénink (př. rozsah pohybu v kloubu, propriocepce, zdatnost) a pravidla. Strečink tedy řadíme do prevence tréninkové a vzhledem k typům zranění, jejich etiologii a podstatě strečinku můžeme očekávat, že preventivní účinek protažení bude zejména na nepřímá svalová zranění typu natažení, známé také jako muscle strain injuries (MSI). Zkoumáním rizikových faktorů tohoto typu zranění můžeme aplikovat efektivnější preventivní opatření. Jedna studie (Freckleton & Pizzari 2013) zkoumáním rizikových faktorů MSI určila, že mezi nejvýznamnější faktory pro zranění hamstringů patří věk, zvýšený špičkový moment kvadricepsu (zvýšená svalová síla oproti síle hamstringů) a předchozí poranění hamstringů. Další možné faktory jsou předchozí poranění kolene, snížená protažitelnost flexorů kolene, snížená extenze kyčle, horší rozpoznání pohybu (pohybocit), asymetrie svalové síly hamstringů. (Freckleton & Pizzari 2013)

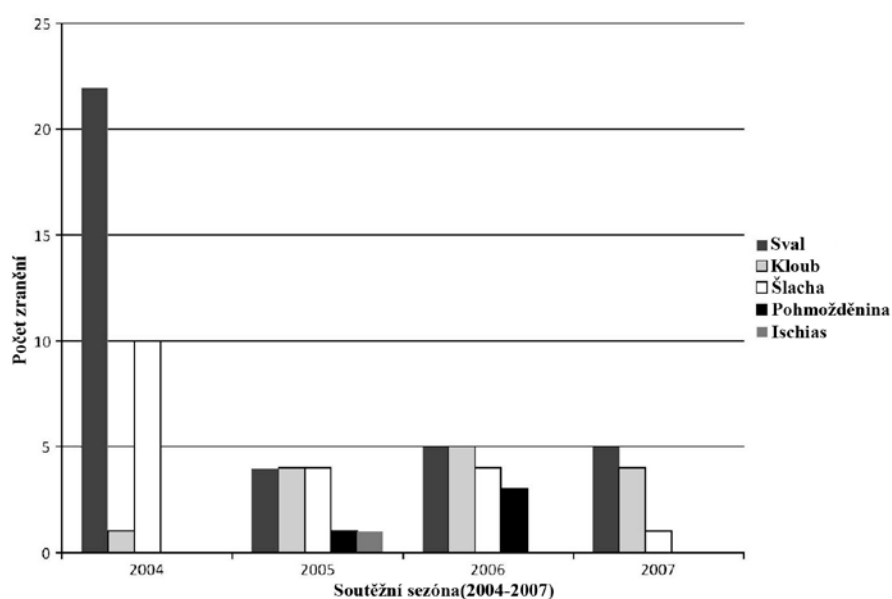
Foreman et al. (2006) a Prior et al. (2009) uvádí také jako rizikový faktor poměr špičkového momentu (svalové síly) hamstringů a kvadricepsu. Toto tvrzení podporuje studie Askling et al. (2003), která při zavedení posilovacího programu s excentrickým zatížením navíc od běžného tréninku absolvovaného kontrolní skupinou, vyústila v nižší výskyt zranění. Mendiguchia et al. (2012) ale poukazuje na dvě další studie, ve kterých se využitím excentrických posilovacích cviků nesnížil počet zranění hamstringů.

Dle epidemiologické studie Ekstrand et al. (2011) nejčastějším zraněním ve fotbale je natažení (muscle strain injury; MSI) stehna, které tvoří 17% všech nahlášených zranění, s tím že 12% všech zranění tvoří MSI hamstringů a 5% kvadricepsu. Autoři za celou dobu

studie trvající 7 let nepozorovali snížení incidence zranění hamstringů a Mendiguchia et al., (2012) poukazuje na možnou neúčinnost preventivních opatření a rehabilitačních programů. Je tedy otázkou vliv strečinku na výskyt zranění.

Dvě rešeršní studie (Small et al., 2008; McHugh & Cosgrave, 2010) dohromady zkoumaly 9 studií. Část z nich (5) poukazuje na určitý vliv na prevenci muscle strain injury. Zbylé neměly vliv na prevalenci MSI. Všechny studie mimo jedné (Hartig & Henderson, 1999) neměly také žádný vliv na celkový počet všech typů zranění.

Hadala & Barrios (2009) svou prací ukázali na možný postup, jak úspěšně implementovat preventivní program včetně strečinku. Postupným zaváděním preventivních opatření (3 fáze) u závodního jachtařského týmu (28-30 členů) během tří let klesl poměr zraněných závodníků k počtu závodních dnů z 1,66 zraněných/den na 0,6 zraněných/den, někteří závodníci měli ale více než jedno zranění. Aplikace PNF strečinku a tejpingu byla zavedena v první fázi a protažení bylo prováděno po dobu 20-30s s jedním či dvěma opakováními na jednu svalovou skupinu. V textu nejsou zmíněná přesná data týkající se pouze této fáze, ale z grafu (Obr. 11) můžeme vyčíst výrazný pokles svalových a šlachových zranění. (Hadala & Barrios, 2009)



Obr. 11 Klinický typ zranění u obsluhovačů navijáku v různých soutěžních období (2004-2007).

4 DISKUZE

V praxi je strečink součástí přípravy před pohybovou aktivitou spolu s rozcvičením a zahřátím. Podobně i ve studiích předcházelo zahřátí před měřením a strečinkem. Pokud se ovšem v praxi po strečinku absolvuje další pohybová aktivita, situace se velmi změní. Následující poznatky jsou tak omezené a nedávají zcela jasnou představu o vlivu na sportovní výkon.

Statický strečink

Nejvýznamnějším faktorem se ukázala být celková doba protažení. Zejména práce s dlouhou dobou protažení (Fowles et al., 2000; Costa et al., 2010) hovoří jasně o negativním vlivu strečinku na výkonnostní parametry, podobně i práce se střední dobou (Power et al., 2004; Marek et al., 2005; Herda et al., 2008; Weir et al., 2005; Bacurau et al., 2009) hovoří pro negativní vliv. U kratší celkové doby protažení si lze všimnout protichůdných výsledků při stejně dlouhé aplikaci příkladem může být Siatras et al (2008) vs. Zakas et al. (2006). Siatras et al. (2008) porovnával účinek pěti různě dlouhých aplikací SS (0s,10s,20s,30s,60s) na isokinetické PT při úhlových rychlostech 60° a 180°/s a na isometrické PT. Zakas et al. (2006) zkoumal účinky tří různých délek protažení (1x30s, 10x30s, 16x30s) na isokinetické PT při úhlových rychlostech 60,90,150,210,270°/s. Přímé porovnání si můžeme dovolit pouze v případě jednorázového 30s protažení a jeho účinku na isokinetické PT při 60°/s. Siatras et al. (2008) pozoroval pokles isokinetického PT, na druhou stranu Zakas et al. (2006) nepozoroval statisticky významný pokles.

Rozdíly v metodice byly především následující: Siatras et al. (2008) - 5min zahřátí na bicyklovém ergometru s odporem 50W při 60rpm; protažení v kleče na zemi, paty zevně od hýždí, nohy v plantární flexi, ruce pokrčené na zemi, nahnutím vzad protažení stehů do pocitu bolesti. Zakas et al. (2006) - protažení ve stoje s přidržením zdi a přitažení paty k hýždím do pocitu protažení, bez bolesti.

Nejvýznamnější rozdíl je pravděpodobně ve způsobu protažení a to zejména jeho

intenzitě. Nabízí se zde možnost vysvětlení, že intenzita byla natolik velká, až vyvolala autogenní inhibici či jiný další ochranný mechanismus a došlo ke snížení dráždivosti α -motoneuronu, která mohla vyústit v pozorované snížení isokinetického PT.

Výše uvedený příklad (Siatras et al., 2008) vnucuje otázku o významnosti intenzity protažení. Behm & Chaouachi (2011) ve své rešeršní práci uvádí studie, které uvádí intenzitu do bodu diskomfortu (POD), “submaximální” POD, těsně před POD, pocit mírného diskomfortu. Sám autor potom uvádí, že většina prací této intenzity dosahuje subjektivně bez objektivní kontroly. Studie Behm & Kibele (2007) hodnotila účinky protažení v objektivně daných intenzitách 100%, 75%, 50% POD. Všechny intenzity negativně ovlivnily výšky různých druhů skoků. Nízká intenzita také v absolutních číslech zvýšila flexibilitu, nikoli však statisticky, oproti intenzitě 100%POD.

Subjektivní rozlišení intenzity je značně ošidné. Při stejné míře protažení dva lidé budou mít odlišné vnímání a budou i jinak slovně hodnotit danou intenzitu. U výše uvedené studie (Behm & Kibele, 2007) objektivizace intenzity byla dána tak, že se změřila síla nutná k dosažení POD při protažení. To ovšem stále neřeší daný problém, protože k hodnocení POD došlo opět subjektivně.

Zde nastává další problematika a to citlivost na protažení. U většiny studií změna ROM odpovídá poklesu tuhosti MTU. V některých případech, Halbertsma et al. (1996) ovšem změnu tuhosti nepozorujeme a přesto došlo k navýšení ROM. Několik autorů (Chalmers, 2004; Halbertsma et al., 1996; Magnusson et al., 1998) pak považuje změnu citlivosti na protažení za možný mechanismus. A daný fenomén není omezený jen na statický strečink ale i PNF(Chalmers, 2004). Weppeler & Magnusson (2010) se zmiňuje o neznalosti mechanismů tohoto fenoménu a není jasné, jestli se jedná o alternaci centrální či periferní, případně obojí. Je nutné, aby se do budoucna toto téma stalo předmětem zkoumání, a snahou musí být objasnění možných mechanismů.

Významnou roli mohou hrát i další faktory, zatím neznámé, které by odůvodňovaly různorodost výsledků studií s kratšími dobami protažení.

V zásadě lze studie rozdělit na dvě skupiny, část studií k protažení využívala dynamometr, tudíž ve stejné jako testovací pozici docházelo i k protažení. Na druhou stranu druhá část studií využívala protahovací cviky (Obr. 7) a přiblížila se tak praxi, zvolené cviky ale byly velmi různorodé včetně jejich poloh provádění. Z klinických zkušeností na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol mohla mít vliv zejména posturální náročnost jednotlivých protahovacích cviků. Předpokládá se, že při volbě nižší polohy, zejména axiální svalstvo není tolik facilitováno gravitací a je možné dosáhnout významnější relaxace.

Dalším faktorem může být volba cviku vzhledem k mechanickému napětí nervových struktur v dané poloze. Velmi zajímavou studií je potom práce (McHugh et al. 2013), který měřil isometrické PT ve flexi (100°, 80°, 60°, 40°) v kolenu ve dvou podobných pozicích, rozdílné pouze ve flexi krční páteře, která vytvořila neurální napětí. Aplikování pěti minutových protažení (5x1min) zvýšilo v obou případech ROM bez významného rozdílu mezi pozicemi. Protažení v pozici s neurálním napětím vyústilo ve významné 11,9% snížení isometrické síly ve všech měřených úhlech flexe. Na druhou stranu pozice s neutrálním postavením páteře vyvolalo nevýznamné snížení o 5,1%, ale ke snížení došlo pouze ve zkrácení svalové skupiny (vysoký úhel flexe) a naopak v prodloužení dokonce došlo ke zvýšení síly, vidíme tak posun angle-torque křivky doprava. Také (Laessøe & Voigt 2004) zkoumal vliv neurálního napětí na toleranci protažení a ukázalo se, že v pozici s neurálním napětím se snížil ROM a paralelně se zvýšil pasivní odpor při pasivní extenzi kolene.

Z uvedených prací můžeme usuzovat, že zvoleným protahovacím cvikem lze ovlivnit výsledný efekt strečinku.

Využití strečinku u jedinců s konstituční hypermobilitou se zdá do jisté míry zcestné, vzhledem k jejich nadměrné flexibilitě. Z klinických zkušeností na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol se usuzuje, že je možné využít protažení spíše jako terapeutickou techniku izolovaně na hypertonické svaly. V tomto případě by přesto bylo

více vhodné využít techniku zaměřující se na kontraktilní složku svalu a to technikou postizometrické relaxace případně i metodu PNF.

V rámci kazuistiky (Příloha č. 2) jsem hodnotila účinek statického strečinku na flexory kolene. Jednalo se o metodiku podobnou jako ve studii (Sekir et al., 2010). Tedy dva protahovací cviky (Obr. 7) s dobou protažení 2x20s s pauzou 15s. Měření rozsahu bylo hodnoceno z video záznamu při testu aktivní extenze v koleni (active knee extension test). Měření však neprokázalo klinicky významný účinek na ROM. V metodice však bylo několik nedostatků a to zejména v samotném testu extenze, kde nebyl zajištěný úhel 90° flexe v kyčelním kloubu. Proto pro další měření je nutná fixace pánve a volné dolní končetiny a zajistit měřenou končetinu tak, aby byl zajištěný úhel v kyčli.

Dynamický strečink

Volba dynamického strečinku jako náhrady za statický se zdá být vhodná. Zejména v porovnání se statickým strečinkem ve většině případů DS nevykazuje žádný či vykazuje pozitivní vliv na parametry výkonu (Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi et al., 2007; Manoel et al., 2008; Jagers et al., 2008; Dalrymple et al., 2010; Papadopoulos et al., 2005; Curry et al., 2009; Sekir et al., 2010).

Dvě studie (Costa et al., 2014; Herda et al., 2013) hovořící o negativním účinku DS se na první pohled velmi neliší od ostatních. V případě Costa et al. (2014) protahovací protokol byl se čtyřmi opakováními tedy 4x30s. U práce Herda et al. (2013) k protažení byl využit dynamometr a byla zajištěna lehká kontrakce protahovaných svalů při návratu zpět z protažení. U práce Herda et al. (2013) lze uvažovat nad vlivem zvoleného způsobu protažení, které možná nedá označit jako dynamický strečink. Ve studii Costa et al. (2014) není na první pohled prvek, který by mohl být považován za možnou příčinu.

Použité protahovací cviky se u dynamického strečinku lišily, ale můžeme je rozdělit zhruba do tří skupin. První skupinou bylo protažení velmi podobné SS pouze s rozdílem, že proband dosáhl protažení aktivací antagonistického svalu ke svalu protahovanému. Jedno

opakování odpovídalo pohybu segmentu z neutrální pozice do protažení s výdrží a zpět. Druhá skupina cviků odpovídala svou povahou aktivní změně výchozí pozice a zpět, často v pozici ve stoje (Obr. 8). Třetí skupina cviků již spíše byla na rozmezí s dynamickou aktivitou, příkladem mohou být chodící výpady (Příloha č. 2). Cviky a provedení u druhé skupiny jsou prakticky identické. Jeden cvik se provádí s 15-ti opakováními, jedno opakování připadlo na každé 2s a prvních pět bylo provedeno pomalu a zbylých 10, co nejrychleji bez odpružení, po krátké pause bylo provedeno ještě jednou (Hough et al., 2009; Sekir et al., 2010; Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi et al., 2007).

V definici dynamického strečinku podle ACSM (Ratamess, 2011) je zmíněno několik charakteristik - (1) pohyb segmentů v plném kloubním rozsahu, (2) funkční pohyby často odpovídající pohybům dané aktivity, (3) důležitá je plynulost a přiměřená rychlost. U použitých cviků lze ovšem diskutovat, zdali tyto charakteristiky vůbec splňují. Protážení podle dané definice se provedením velmi přibližuje rozcvičení, zejména pak sport-specifickému rozcvičení, a je otázkou jestli jej můžeme přesně odlišit a rozdělovat. Další otázkou potom je, co přesně je tedy dynamický strečink.

PNF strečink

V případě účinků PNF strečinku, především studie s technikou kontrakce agonisty (i v kombinaci) vykazují významnější efekt na ROM než technika kontrakce-relaxace (CR) (Ferber et al., 2002). Tento rozdíl můžeme pravděpodobně přisoudit rozdílným charakteristikám těchto technik.

Účinky obou uvedených technik se připisují dvěma neurofyziologickým fenoménům - autogenní a reciproční inhibici (RI). V případě CR techniky se uvažuje především o autogenní inhibici, studie však toto nepotvrzují (Chalmers, 2004; Ferber et al., 2002). Guissard & Duchateau (2006) potom považují pozorovaný pokontrakční pokles H-reflexu, za možnou příležitost k výraznějšímu pasivnímu protažení. V kombinaci se studií zabývajících se účinkem na ROM (Marek et al., 2005), lze usuzovat, že tato technika není o

tolik rozdílná, co se týče účinků od statického strečinku.

V případě techniky s kontrakcí agonisty již je problematika více komplikovaná. Podle Chalmers (2004) je pokles H-reflexu běžně využívaný k hodnocení míry reciproční inhibice, a tudíž pozorované snížení hovoří o přítomnosti RI, ovšem zvýšená EMG aktivita protahovaného svalu nedovoluje uplatnění tohoto mechanismu k relaxaci. Rozporuplným faktem je, že přes zvýšenou aktivitu svalu během protažení, dochází k významnějším účinkům na ROM než u SS (Osternig et al., 1990). Protože původní předpoklad o účincích reciproční inhibice není potvrzen, Chalmers (2004) uvažuje o možnosti stejných mechanismů jako v případě SS, ale také zvažuje o změně toleranci na protažení.

Obecný koncept PNF je nejen založený na facilitačních technikách, ale také na využití facilitačních vzorců, které mají spirální a diagonální charakter (Holubářová & Pavlů 2011, 27).

Pokud bychom tedy chtěli mluvit o PNF protahování, prováděná aplikace by se měla odehrávat v daných facilitačních vzorcích. Avšak jediná uvedená studie toto nespĺňuje. Otázkou je, zdali by to mělo významný vliv na výsledky. V každém případě se ovšem ochuzujeme o možnost facilitace zejména proprioreceptorů, což by mohlo zlepšit motorickou funkci.

Chování musculotendineální jednotky během protažení

V případě statického strečinku se ukazuje, že po protažení dochází především ke snížení šlachosvalové tuhosti ve svalovém břišku (Nakamura et al., 2011; Kay & Blazevich, 2009). Na druhou stranu dynamický strečink ovlivňuje především šlachu (Samukawa et al., 2011). Možné vysvětlení tkví v poddajnosti obou struktur. V případě statického strečinku, je svalové břiško relaxované a více poddajné než šlacha (De Deyne, 2001), k protažení tedy spíše dojde ve svalovém břišku. U dynamického strečinku bude poddajnost svalového břiška snižena z důvodu kontrakce a v tento okamžik se více poddajnou strukturou stává šlacha.

Protahování se tradičně používá před pohybovou aktivitou jako preventivní opatření. Předpokladem je, že zvýšením poddajnosti by se mělo předejít možnému zranění. V souvislosti s tímto typem zranění (MSI) se nejvíce prací zabývá problematikou hamstringů. Podle Mendiguchia et al. (2012) jsou výsledky studií zabývající se flexibilitou jako rizikového faktoru rozporuplné. Autor upozorňuje na nepřesné hodnocení jejich flexibility, nejvíce potom je kritizována neschopnost její odlišení od pružnosti lumbopelvicke. S tím autor poukazuje i na lumbopelvicke stabilitu jako možný rizikový faktor.

Problematika muscle strain injuries (MSI) a to především hamstringů je tak velmi komplikovaná a je potřeba dalšího výzkumu. Z dosud známých informací nelze usuzovat o jistém preventivním účinku strečinku.

Doporučení pro využití strečinku v rámci přípravy před pohybovou aktivitou záleží na typu pohybové aktivity a na jejím účelu. Můžeme uvést dva příklady. Prvním je běžec, který běhá několikrát do týdne a nezáleží mu tolik na výkonu. V jeho případě by byla volba dynamický strečink v kombinaci s rozvíčkou, protože jeho v případě není důležitý rozsah pohybu a z důvodu pozitivních účinků dynamického strečinku. Druhým příkladem je gymnastka, její sport je velmi náročný na flexibilitu a tak její první volbou je statický strečink. Obecně můžeme říci, že když protahujeme za účelem zvyšování kloubního rozsahu, využíváme statický strečink. V případě, že kloubní rozsah není prioritou, ideální je dynamický strečink. PNF strečink je pak na pomezí obou. Účinek, ale také můžeme velmi ovlivnit dobou protažení a to převážně u statického strečinku. Pokud je vyžadován vysoký kloubní rozsah, ale je nutné zachování i svalové síly, jeví se jako vhodný statický strečink s dobou trvání do 30s.

Pro další zkoumání by bylo vhodné volit takové metodiky, která se bude minimálně lišit od již dříve použitých, zejména volbou protahovacích cviků, rozvíčení a časovými prodlevami. Došlo by k omezení vlivů dalších faktorů a mohli bychom jednoznačněji porovnávat výsledky.

5 ZÁVĚRY

Práce se zabývala krátkodobými účinky nejpoužívanějších typů protahování a to statického, dynamického a PNF strečinku. Snahou bylo poodhalit problematiku mechanismů těchto účinků, která je do značné míry komplikovaná neobjasněnými neurofyziologickými mechanismy motorického řízení.

Došli jsme také k těmto závěrům:

- Statický strečink v délce do 30s nemá negativní účinky na sportovní výkon
- Negativní účinek statického strečinku lze alespoň částečně eliminovat zařazením rozvíčením nebo dynamického strečinku po statickém protažení.
- S prodlužováním doby protažení se účinky umocňují
- Dynamický strečink může pozitivně ovlivnit výkon
- Všechny typy protahování jsou efektivní na zvýšení rozsahu pohybu v kloubu.
- Účinnost jednorázového protažení jako preventivního opatření je omezená.
- Účinky strečinku jsou dané neurofyziologickými a biomechanickými mechanismy.
- Zjednodušený model účinku autogenní a reciproční inhibice u metody PNF je nesprávný.

Přínos celé práce je zejména v aktuálnosti dané problematiky a také, že se jedná o jedno z prvních zpracování této problematiky v českém jazyce.

6 REFERENČNÍ SEZNAM

- ABELLANEDA, S., GUISSARD, N., & J. DUCHATEAU (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of applied physiology*. 1., vol. 106, no. 1, pp. 169–77. ISSN 8750-7587
- ADLER, S. S., BECKERS, D., & M. BUCK (2008). *PNF in Practice*. 3rd ed. Berlin, Heidelberg: Springer. ISBN 978-3-540-73901-2.
- AMIRI-KHORASANI, M., & E. KELLIS (2013). Static vs. Dynamic Acute Stretching Effect on Quadriceps Muscle Activity during Soccer Instep Kicking. *Journal of human kinetics*. 18.12., vol. 39, no. September, pp. 37–47. ISSN 1640-5544.
- APARECIDA DE ARO, A., VIDAL, B.D.C., & E. R. PIMENTEL (2012). Biochemical and anisotropical properties of tendons. *Micron (Oxford, England: 1993)*. B.m.: Elsevier Ltd, 2., vol. 43, no. 2-3, pp. 205–14. ISSN 1878-4291.
- ASKLING, C., KARLSSON, J., & A. THORSTENSSON (2003). Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 8., vol. 13, no. 4, pp. 244–50. ISSN 0905-7188.
- BACURAU, R.F.P., MONTEIRO, G.A., UGRINOWITSCH, C., TRICOLI, V., CABRAL, L.F., & M.S. AOKI (2009). Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 1., vol. 23, no. 1, pp. 304–8. ISSN 1533-4287.
- BANDY, W.D., IRION, J.M., & M. BRIGGLER (1998). The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 4., vol. 27, no. 4, pp. 295–300. ISSN 0190-6011.
- BARLOW, A., CLARKE, R., JOHNSON, N., SEABOURNE, B., THOMAS, D., & GAL, J. (2004). Effect of massage of the hamstring muscle group on performance of the sit and reach test. *British Journal of Sports Medicine*. 1.6., vol. 38, no. 3, pp. 349–351. ISSN 0306-3674.

- BEEDLE, B., RYTTER, S.J., HEALY, R.C., & T.R. WARD (2008). Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 11., vol. 22, no. 6, pp. 1838–43. ISSN 1533-4287.
- BEHM, D.G., & A. CHAOUACHI (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European journal of applied physiology* . 11., vol. 111, no. 11, pp. 2633–51. ISSN 1439-6327.
- BEHM, D.G., & A. KIBELE (2007). Effects of differing intensities of static stretching on jump performance. *European journal of applied physiology* . 11., vol. 101, no. 5, pp. 587–94. ISSN 1439-6319.
- BEHM, D.G., PLEWE, S., GRAGE, P., RABBANI, A., BEIGI, H.T., BYRNE, J.M. & D.C. BUTTON (2011). Relative static stretch-induced impairments and dynamic stretch-induced enhancements are similar in young and middle-aged men. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquée, nutrition et métabolisme* . 12., vol. 36, no. 6, pp. 790–7. ISSN 1715-5312.
- BISHOP, D. (2003). Warm up II: performance changes following active warm up and how to structure the warm up. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*. 1., vol. 33, no. 7, pp. 483–98. ISSN 0112-1642.
- BOYD, A., & A. EUSSEN (2010). *PDHPE in Focus*. 1st ed. B.m.: Cengage Learning Australia. ISBN 9780070138339.
- BRANDENBURG, J.P. (2006). Duration of stretch does not influence the degree of force loss following static stretching. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 12., vol. 46, no. 4, pp. 526–34. ISSN 0022-4707.
- CONDON, S.M., & R.S. HUTTON (1987). Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical therapy*. 1., vol. 67, no. 1, pp. 24–30. ISSN 0031-9023.
- COSTA, P.B., HERDA, T.J., HERDA, A.A., & J.T. CRAMER (2014). Effects of dynamic stretching on strength, muscle imbalance, and muscle activation. *Medicine and science in sports and exercise*. 3., vol. 46, no. 3, pp. 586–93. ISSN 1530-0315.
- COSTA, P.B., RYAN, E.D., HERDA, T.J., WALTER, A.A., HOGE, K.M. & J.T. CRAMER (2010). Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *European journal of applied physiology* . 1., vol. 108, no. 2, pp. 301–10. ISSN 1439-6327.

- CRAMER, J.T., HOUSH, T.J., WEIR, J.P., JOHNSON, G.O., COBURN, J.W. & T.W. BECK (2005). The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European journal of applied physiology* . 3., vol. 93, no. 5-6, pp. 530–9. ISSN 1439-6319.
- CURRY, B.S., CHENGKALATH, D., CROUCH, G.J., ROMANCE, M., & P.J. MANNS (2009). Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular performance in women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 9., vol. 23, no. 6, pp. 1811–9. ISSN 1533-4287.
- CUTRONEO, G., LENTINI, S., FAVALORO, A., ANASTASI, G. & D. DI MAURO (2012). Costameric proteins: from benchside to future translational cardiovascular research. *Annales de cardiologie et d'angéiologie* . B.m.: Elsevier Masson SAS, 2., vol. 61, no. 1, pp. 55–60. ISSN 1768-3181.
- DALRYMPLE, K.J., DAVIS, S.E., DWYER, G.B, & G.L. MOIR (2010). Effect of static and dynamic stretching on vertical jump performance in collegiate women volleyball players. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 1., vol. 24, no. 1, pp. 149–55. ISSN 1533-4287.
- DE DEYNE, P.G. (2001). Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. *Physical therapy*. 2., vol. 81, no. 2, pp. 819–27. ISSN 0031-9023.
- EKSTRAND, J., HÄGGLUND, M., & M. WALDÉN (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British journal of sports medicine* . 6., vol. 45, no. 7, pp. 553–8. ISSN 1473-0480.
- ENOKA, R.M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. 4th ed. B.m.: Human Kinetics. ISBN 978-0736066792.
- ERVASTI, J.M. (2003). Costameres: the Achilles' heel of Herculean muscle. *The Journal of biological chemistry* . 18.4., vol. 278, no. 16, pp. 13591–4. ISSN 0021-9258.
- FERBER, R., OSTERNIG, L., & D. GRAVELLE (2002). Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 10., vol. 12, no. 5, pp. 391–7. ISSN 1050-6411.
- FLETCHER, I.M. (2010). The effect of different dynamic stretch velocities on jump performance. *European journal of applied physiology* . 6., vol. 109, no. 3, pp. 491–8. ISSN 1439-6327.

- FLETCHER, I.M., & R. ANNESS (2007). The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 8., vol. 21, no. 3, pp. 784–7. ISSN 1064-8011.
- FOREMAN, T.K., ADDY, T., BAKER, S., BURNS, J., HILL, N., & T. MADDEN (2006). Prospective studies into the causation of hamstring injuries in sport: A systematic review. *Physical Therapy in Sport* . 5., vol. 7, no. 2, pp. 101–109. ISSN 1466853X.
- FOWLES, J.R., SALE, D.G., & J.D. MACDOUGALL (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*. 9., vol. 89, no. 3, pp. 1179–88. ISSN 8750-7587.
- FRANCHI, M., TRIRÈ, A., QUARANTA, M., ORSINI, E., & V. OTTANI (2007). Collagen structure of tendon relates to function. *TheScientificWorldJournal* . 1., vol. 7, pp. 404–20. ISSN 1537-744X.
- FRECKLETON, G., & T. PIZZARI (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine* . 4., vol. 47, no. 6, pp. 351–8. ISSN 1473-0480.
- GOMES, T.M., SIMÃO, R.S., MARQUES, M.C., COSTA, P.B., & J. DA SILVA NOVAES (2011). Acute effects of two different stretching methods on local muscular endurance performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 3., vol. 25, no. 3, pp. 745–52. ISSN 1533-4287.
- GROSSET, J-F., PISCIONE, J., LAMBERTZ, D., & C. PÉROT (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European journal of applied physiology* . 1., vol. 105, no. 1, pp. 131–9. ISSN 1439-6327.
- GROUNDS, M.D., SOROKIN, L., & J. WHITE (2005). Strength at the extracellular matrix-muscle interface. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* . 12., vol. 15, no. 6, pp. 381–91. ISSN 0905-7188.
- GUISSARD, N., & J. DUCHATEAU (2006). Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and sport sciences reviews* . 10., vol. 34, no. 4, pp. 154–8. ISSN 0091-6331.
- GUISSARD, N., DUCHATEAU, J., & K. HAINAUT(2001). Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental brain research* . 19.3., vol. 137, no. 2, pp. 163–9. ISSN 0014-4819.

- HADALA, M., & C. BARRIOS (2009). Different strategies for sports injury prevention in an America's Cup yachting crew. *Medicine and science in sports and exercise* . 8., vol. 41, no. 8, pp. 1587–96. ISSN 1530-0315.
- HALBERTSMA, J.P., VAN BOLHUIS, A.I., & L.N. GÖEKEN (1996). *Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings*.
- HALL, J.E. (2010). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12th ed. B.m.: Saunders.
- HARTIG, D.E., & J.M. HENDERSON (1999). Increasing Hamstring Flexibility Decreases Lower Extremity Overuse Injuries in Military Basic Trainees [abstract]. *Am. J. Sports Med.* 1.3., vol. 27, no. 2, pp. 173–176. Retrieved 18.4.2014 z <http://ajs.sagepub.com/cgi/content/short/27/2/173>
- HERDA, T.J., CRAMER, J.T., RYAN, E.D., MCHUGH, M.P., & J.R. STOUT (2008). Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 5., vol. 22, no. 3, pp. 809–17. ISSN 1533-4287.
- HERDA, T.J., HERDA, N.D., COSTA, P.B., WALTER-HERDA, A.A., VALDEZ, A.M. & J.T. CRAMER (2013). The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. *Journal of sports sciences* . 1., vol. 31, no. 5, pp. 479–87. ISSN 1466-447X.
- HINDLE, K.B., WHITCOMB, T.J., BRIGGS, W.O., & J. HONG (2012). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *Journal of human kinetics* . 3., vol. 31, no. March, pp. 105–13. ISSN 1640-5544.
- HOLT, B.W., & K. LAMBOURNE (2008). The impact of different warm-up protocols on vertical jump performance in male collegiate athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 1., vol. 22, no. 1, pp. 226–9. ISSN 1533-4287.
- HOLUBÁŘOVÁ, J. & D. PAVLŮ (2011). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace - 1.část*. 2nd ed. B.m.: Karolinum.
- HOUGH, P.A., ROSS, E.Z., & G. HOWATSON (2009). Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *Journal of Strength And Conditioning Research*. vol. 23, pp. 507–512.

- HUANG, Y-M., HSU, M-J., LIN, C-H., WEI, S-H., & Y-J. CHANG (2010). The non-linear relationship between muscle voluntary activation level and voluntary force measured by the interpolated twitch technique. *Sensors (Basel, Switzerland)* . 1., vol. 10, no. 1, pp. 796–807. ISSN 1424-8220.
- HUIJING, P.A. (1999). Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of biomechanics*. 4., vol. 32, no. 4, pp. 329–45. ISSN 0021-9290.
- CHALMERS, G. (2004). Re-examination of the possible role of Golgi tendon organ and muscle spindle reflexes in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching. *Sports biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports* . 1., vol. 3, no. 1, pp. 159–83. ISSN 1476-3141.
- CHRISTENSEN, B.K., & B.J. NORDSTROM (2008). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation and dynamic stretching techniques on vertical jump performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 11., vol. 22, no. 6, pp. 1826–31. ISSN 1533-4287. Retrieved z: doi:10.1519/JSC.0b013e31817ae316
- JAGGERS, J.R., SWANK, A.M., FROST, K.R. & CH.D. LEE (2008). The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 11., vol. 22, no. 6, pp. 1844–9. ISSN 1533-4287.
- KANNUS, P. (2000). Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 12., vol. 10, no. 6, pp. 312–20. ISSN 0905-7188.
- KAY, A.D., & A.J. BLAZEVOICH (2009). Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.* ~~106~~, pp. 1249–1256. ISSN 8750-7587.
- KAY, A.D. & A.J. BLAZEVOICH (2012). Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Medicine and science in sports and exercise* . 1., vol. 44, no. 1, pp. 154–64. ISSN 1530-0315.
- KNUDSON, D., BENNETT, K., CORN, R., LEICK, D., & C. SMITH (2001). Acute effects of stretching are not evident in the kinematics of the vertical jump. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2., vol. 15, no. 1, pp. 98–101. ISSN 1064-8011.

- KNUDSON, D. (2006). The Biomechanics of Stretching. *Journal of Exercise Science & Physiotherapy*. vol. 2, pp. 3–12.
- KNUDSON, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. 2nd ed. B.m.: Springer. ISBN 0387493123.
- KOKKONEN, J., NELSON A.G. & A. CORNWELL (1998). Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research quarterly for exercise and sport*. 12., vol. 69, no. 4, pp. 411–5. ISSN 0270-1367.
- LAESSØE, U., & M. VOIGT (2004). Modification of stretch tolerance in a stooping position. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* . 8., vol. 14, no. 4, pp. 239–44. ISSN 0905-7188.
- LATASH, M.L. (1998). Neurophysiological Basis of Movement. In: . First. B.m.: Human Kinetics Publishers, p. 269. ISBN 0880117567.
- LATASH, M.L. (2012). *Fundamentals of Motor Control*. 1st ed. B.m.: Elsevier. ISBN 978-0-12-415956-3.
- LITTLE, T., & A.G. WILLIAMS (2006). Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional soccer players. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 3., vol. 20, no. 1, pp. 203–7. ISSN 1064-8011.
- LORENZ, D. (2011). Postactivation potentiation: An Introduction. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. vol. 6, no. 3, pp. 234–240.
- MAGNUSSON, S.P., AAGAARD, P., & J.J. NIELSON (2000). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Medicine and science in sports and exercise* . vol. 32, pp. 1160–1164. ISSN 0195-9131.
- MAGNUSSON, S.P., AAGARD, P., SIMONSEN, E., & F. BOJSEN-MØLLER (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *International journal of sports medicine* . vol. 19, pp. 310–316. ISSN 0172-4622.
- MANOEL, M.E., HARRIS-LOVE, M.O., DANOFF, J.V., & T.A. MILLER (2008). Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 9., vol. 22, no. 5, pp. 1528–34. ISSN 1533-4287.

- MAREK, S.M., CRAMER, J.T., FINCHER, A.L., MASSEY, L.L., DANGELMAIER, S.M., PURKAYASTHA, S., FITZ, K.A. & J.Y. CULBERTSON (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of athletic training*. 6., vol. 40, no. 2, pp. 94–103. ISSN 1938-162X.
- MCARDLE, W.D., KATCH, F.I., & V.L. KATCH (2009). *Exercise Physiology: Nutrition, Energy and Human Performance*. 7th ed. B.m.: Lippincott Williams and Wilkins.
- MCBAIN, K., SHRIER, I., SHULTZ, R., MEEUWISSE, W.H., KLÜGL, M., GARZA, D., & G.O. MATHESON (2012). Prevention of sports injury I: a systematic review of applied biomechanics and physiology outcomes research. *British journal of sports medicine* . 3., vol. 46, no. 3, pp. 169–73. ISSN 1473-0480.
- MCMILLIAN, D.J., MOORE, J.H., HATLER, B.S., & D.C. TAYLOR (2006). Dynamic vs. static-stretching warm up: the effect on power and agility performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 8., vol. 20, no. 3, pp. 492–9. ISSN 1064-8011.
- MCNAIR, P.J., DOMBROSKI, E.W., HEWSON, D.J., & S.N. STANLEY (2001). Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Medicine and science in sports and exercise*. 3., vol. 33, no. 3, pp. 354–8. ISSN 0195-9131.
- MENDIGUCHIA, J., ALENTORN-GELI, E., & M. BRUGHELLI (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *British journal of sports medicine*. 2., vol. 46, no. 2, pp. 81–5. ISSN 1473-0480.
- MCHUGH, M.P., & C.H. COSGRAVE (2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* . 4., vol. 20, no. 2, pp. 169–81. ISSN 1600-0838.
- MCHUGH, M.P., & M. NESSE (2008). Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and science in sports and exercise* . 3., vol. 40, no. 3, pp. 566–73. ISSN 0195-9131.
- MCHUGH, M.P., TALLENT, J., & CH.D. JOHNSON (2013). The role of neural tension in stretch-induced strength loss. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 5., vol. 27, no. 5, pp. 1327–32. ISSN 1533-4287.

MITCHELL, U.H., MYRER, J.W., HOPKINS, J.T., HUNTER, I., FELAND, J.B. & S.C. HILTON (2009). Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. *Journal of sport rehabilitation*. 8., vol. 18, no. 3, pp. 343–57. ISSN 1056-6716.

MIYAHARA, Y., NAITO, H., OGURA, Y., KATAMOTO, S., & J. AOKI (2013). Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and static stretching on maximal voluntary contraction. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 1., vol. 27, no. 1, pp. 195–201. ISSN 1533-4287.

MIZUNO, T., MATSUMOTO, M., & Y. UMEMURA (2013). Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* . 2., vol. 23, no. 1, pp. 23–30. ISSN 1600-0838.

MORSE, C.I., DEGENS, H., SEYNNES, O.R., MAGANARIS, C.N., & D.A. JONES (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of physiology* . 1.1., vol. 586, no. 1, pp. 97–106. ISSN 0022-3751.

MUIR, I.W., CHESWORTH B.M. & A.A. VANDERVOORT (1999). Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* . 2., vol. 29, no. 2, pp. 106–13; discussion 114–5. ISSN 0190-6011.

NAKAMURA, M., IKEZOE, T., TAKENO, Y., & N. ICHIHASHI (2011). Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *Journal of orthopaedic research* ☒: official
Orthopaedic Research Society . 11., vol. 29, no. 11, pp. 1759–63. ISSN 1554-527X.

NELSON, A.G., ALLEN, J.D., CORNWELL, A. & J. KOKKONEN (2001). Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research quarterly for exercise and sport*. 3., vol. 72, no. 1, pp. 68–70. ISSN 0270-1367.

NELSON, A.G., & J. KOKKONEN (2001). Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research quarterly for exercise and sport*. 12., vol. 72, no. 4, pp. 415–9. ISSN 0270-1367.

- NELSON, A.G., KOKKONEN, J. & D.A. ARNALL (2005). Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 5., vol. 19, no. 2, pp. 338–43. ISSN 1064-8011.
- O'HORA, J., CARTWRIGHT, A., WADE, C.D., HOUGH, A.D. & G.L.K. SHUM (2011). Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 6., vol. 25, no. 6, pp. 1586–91. ISSN 1533-4287.
- O'SULLIVAN, K., MURRAY, E., & D. SAINSBURY (2009). The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. *BMC musculoskeletal disorders* . 1., vol. 10, p. 37. ISSN 1471-2474.
- OGURA, Y., MIYAHARA, Y., NAITO, H., KATAMOTO, S., & J. AOKI (2007). Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 8., vol. 21, no. 3, pp. 788–92. ISSN 1064-8011.
- OSTERNIG, L.R., ROBERTSON, R.N., TROXEL, R.K., & P. HANSEN (1990). Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and science in sports and exercise*. 2., vol. 22, no. 1, pp. 106–11. ISSN 0195-9131.
- PAGE, P. (2012). Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*. 2., vol. 7, no. 1, pp. 109–19. ISSN 2159-2896.
- PAPADOPOULOS, G., SIATRAS, T. & S. KELLIS (2005). The effect of static and dynamic stretching exercises on the maximal isokinetic strength of the knee extensors and flexors. *Isokinetics and Exercise Science*. vol. 13, no. 4, pp. 285–291.
- PETER, A.K., CHENG, H., ROSS, R.S., KNOWLTON, K.U., & J. CHEN (2011). The costamere bridges sarcomeres to the sarcolemma in striated muscle. *Progress in pediatric cardiology* . B.m.: Elsevier Ireland Ltd, 5., vol. 31, no. 2, pp. 83–88. ISSN 1058-9813.
- POWER, K., BEHM, D., CAHILL, F., CARROLL, M., & W. YOUNG (2004). An Acute Bout of Static Stretching: Effects on Force and Jumping Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* . 8., vol. 36, no. 8, pp. 1389–1396. ISSN 0195-9131.

- PRESTON, D.C., & B.E. SHAPIRO (2013). *Electromyography and Neuromuscular Disorders*. 3rd ed. B.m.: Saunders. ISBN 9781455744732.
- PRIOR, M., GUERIN, M., & K. GRIMMER (2009). An evidence-based approach to hamstring strain injury: a systematic review of the literature. *Sports health* . 3., vol. 1, no. 2, pp. 154–64. ISSN 1941-7381.
- PUENTEDURA, E.J., HUIJBREGTS, P.A., CELESTE, S., EDWARDS, D., IN, A., LANDERS, M.R., & C. FERNANDEZ-DE-LAS-PENAS (2011). Immediate effects of quantified hamstring stretching: hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* . B.m.: Elsevier Ltd, 8., vol. 12, no. 3, pp. 122–6. ISSN 1873-1600.
- PUVRES, D. (2004). *Neuroscience*. 3rd ed. B.m.: Sinauer Associates. ISBN 0-87893-725-0.
- RASH, G.S. (no date). Electromyography Fundamentals. Retrieved 23.3.2014 from: <http://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/EMGfundamentals.pdf>
- RATAMESS, N.A. (2011). *ACSM's foundations of strength training and conditioning*. B.m.: Lippincott Williams and Wilkins. ISBN 978-0-7817-8267-8.
- ROBBINS, J.W., & B.W. SCHEUERMANN (2008). Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 5., vol. 22, no. 3, pp. 781–6. ISSN 1533-4287.
- RUBINI, E.C., SOUZA, A.C., MELLO, M.L., BACURAU, R.F.P., CABRAL, L.F., & P.T.V. FARINATTI (2011). Immediate effect of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on hip adductor flexibility in female ballet dancers. *Journal of dance medicine & science: official publication of the International Association for Dance Medicine & Science*. 1., vol. 15, no. 4, pp. 177–81. ISSN 1089-313X.
- RYAN, E.D., BECK, T.W., HERDA, T.J., HULL, H.R., HARTMAN, M.J., COSTA, P.B., DEFREITAS, J.M., STOUT, J.R., & J.T. CRAMER (2008). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* . 10., vol. 38, no. 10, pp. 632–9. ISSN 0190-6011.
- SALE, D. (2004). Postactivation potentiation: Role in performance. *British journal of sports medicine* . vol. 38, no. 4, pp. 386–387.

- SAMSON, M., BUTTON, D.C., CHAOUACHI, A., & D.G. BEHM (2012). Effects of dynamic and static stretching within general and activity specific warm-up protocols. *Journal of sports science & medicine*. vol. 11, pp. 279–85. ISSN 1303-2968.
- SAMUEL, M.N., HOLCOMB, W.R., GUADAGNOLI, M.A., RUBLEY, M.D., & H. WALLMANN (2008). Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 9., vol. 22, no. 5, pp. 1422–8. ISSN 1533-4287.
- SAMUKAWA, M., HATTORI, M., SUGAMA, N., & N. TAKEDA (2011). The effects of dynamic stretching on plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Manual therapy* . B.m.: Elsevier Ltd, 12., vol. 16, no. 6, pp. 618–22. ISSN 1532-2769.
- SEKIR, U., ARABACI, R., AKOVA, B., & S.M. KADAGAN (2010). Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* . 4., vol. 20, no. 2, pp. 268–81. ISSN 1600-0838.
- SHARMAN, M.J., CRESSWELL, A.G., & S. RIEK (2006). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching. *Sports Medicine* . vol. 36, no. 11, pp. 929–939. ISSN 0112-1642.
- SIATRAS, T. (2003). Static and Dynamic Acute Stretching Effect on Gymnasts' Speed in Vaulting. *Pediatric Exercise Science*. vol. 15, pp. 383–391.
- SIATRAS, T.A., MITTAS, V.P., MAMELETZI, D.N., & E.A. VAMVAKOUDIS (2008). The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 1., vol. 22, no. 1, pp. 40–6. ISSN 1533-4287.
- SMALL, K., MC NAUGHTON, L., & M. MATTHEWS (2008). A systematic review into the efficacy of static stretching as part of a warm-up for the prevention of exercise-related injury. *Research in sports medicine (Print)* . 1., vol. 16, no. 3, pp. 213–31. ISSN 1543-8635.
- TAYLOR, K-L., SHEPPARD, J.M., LEE, H., & N. PLUMMER (2009). Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* . 11., vol. 12, no. 6, pp. 657–61. ISSN 1878-1861.

- TORRES, E.M., KRAEMER, W.J., VINGREN, J.L., VOLEK, J.S., HATFIELD, D.L., SPIERING, B.A., HO, J-Y., FRAGALA, M.S., THOMAS, G.A., ANDERSON, J.M., HÄKKINEN, K., & C.M. MARESH (2008). Effects of stretching on upper-body muscular performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . vol. 22, no. 4, pp. 1279–85. ISSN 1533-4287.
- TROUMBLEY, Patrick, 2010. *Static Versus Dynamic Stretching Effect on Agility Performance*. B.m. Utah State University.
- UNICK, Jessica, H Scott KIEFFER, Wendy CHEESMAN & Anna FEENEY, 2005. The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 2., vol. 19, no. 1, pp. 206–12. ISSN 1064-8011. Retrieved z: doi:10.1519/R-14843.1
- ÚZIS ČR (2008). Aktuální informace č. 2/2008. pp. 1–13. Retrieved 13.4.2014 z: http://www.uzis.cz/system/files/02_08.pdf
- VUJNOVICH, A.L., & N.J. DAWSON (1994). The effect of therapeutic muscle stretch on neural processing. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* . 9., vol. 20, no. 3, pp. 145–53. ISSN 0190-6011.
- WEIR, D.E., TINGLEY, J., & G.C.B. ELDER (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European journal of applied physiology* . 3., vol. 93, no. 5-6, pp. 614–23. ISSN 1439-6319.
- WEPPLER, C.H., & S.P. MAGNUSSON (2010). Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Physical therapy* . vol. 90, no. 3, pp. 438–449. ISSN 0031-9023.
- YAMAGUCHI, T., & K. ISHII (2005). Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 8., vol. 19, no. 3, pp. 677–83. ISSN 1064-8011.
- YAMAGUCHI, T., ISHII, K., YAMANAKA, M., & K. YASUDA (2007). Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* . 11., vol. 21, no. 4, pp. 1238–44. ISSN 1533-4287.

YOUNG, W., & S. ELLIOTT (2001). Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching, and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. *Research quarterly for exercise and sport*. 9., vol. 72, no. 3, pp. 273–9. ISSN 0270-1367.

ZAKAS, A., DOGANIS, G., PAPAKONSTANDINOY, V., SENTELIDIS, T., & E.VAMVAKOUDIS (2006). Acute effects of static stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* . 4., vol. 10, no. 2, pp. 89–95. ISSN 13608592.

7 SEZNAM PŘÍLOH

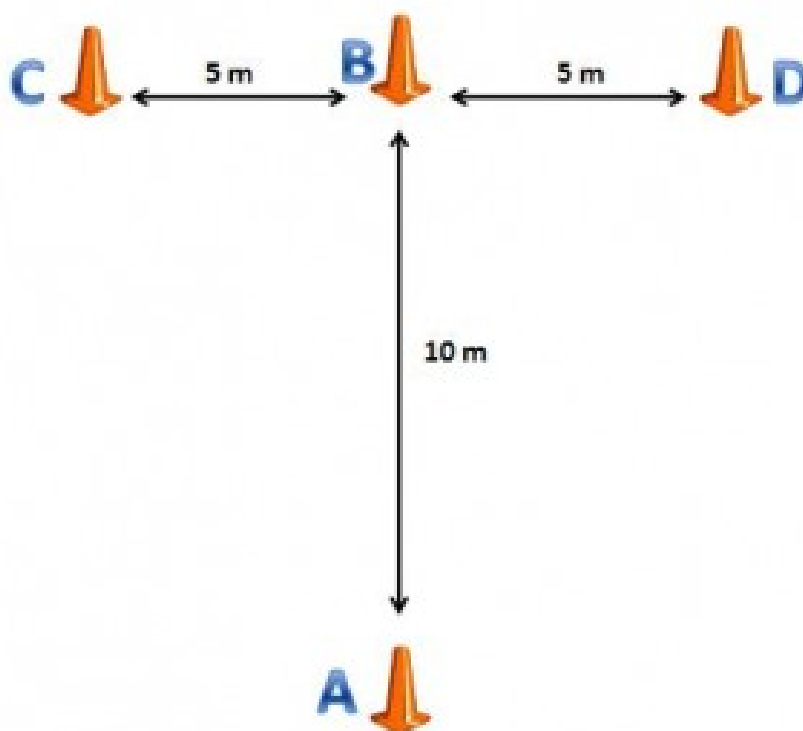
Příloha č. 1: T-test hbitosti	64
Příloha č. 2: Kazuistika	65
Příloha č. 3: Chodící výpady.....	67

8 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: T-test hbitosti

převzato z <http://www.ptgear.co.uk/fitness-tests/agility-test-t-test/>

Měří se celkový čas. Testovaný běží od kužele A k B (dotek pravou rukou) pak přísuny běží ke kuželi C (dotek levou rukou). Opět přísuny se dostává k D (dotek pravou rukou) poté přísuny se dostává k B a během pozadu k A.



Příloha č. 2: Kazuistika

Proband A.B., žena r.1991

Kineziologický rozbor:

zezadu: elevace P lopatky, hypertonus bilaterálně, hyperkyfóza hrudní páteře, bederní hyperlordóza, bederní páteř se v předklonu nerozvíjí, Thomayerův test -15cm, podkolení jamky symetrické, pravý kotník v mírné valgositě

z boku: předsun hlavy, ramena v protrakci, hrudník v nádechovém postavení, kolena v rekurvaci, váha spíše přenesená ventrálně

zepředu: obraz přesýpacích hodin, dolní končetiny ve vnitřní rotaci

Test aktivní extenze v koleni se provádí vleže na zádech s horními končetinami překříženými na hrudníku. Druhá končetina leží volně na lehátku. Měřená končetina je ve výchozí pozici v 90° v kyčli a proband se snaží aktivně extendovat v kolenou při zachování postavení v kyčli. Bederní páteř je podložena.

Test byl převzat z <http://www.topendsports.com/testing/tests/flex-9090.htm>

Hodnoty aktivního ROM

Před intervencí byly 135°, 131° a 136° (aritmetický průměr 134°) (Foto 1)

Po intervenci měřené hodnoty měřené byly 136°, 132° a 139° (aritmetický průměr 135, 6°) (Foto 2)

Z hlediska klinického významu se aktivní kloubní rozsah nezměnil.

Foto 1: Test aktivní extenze v kolenní před statickým strečkem

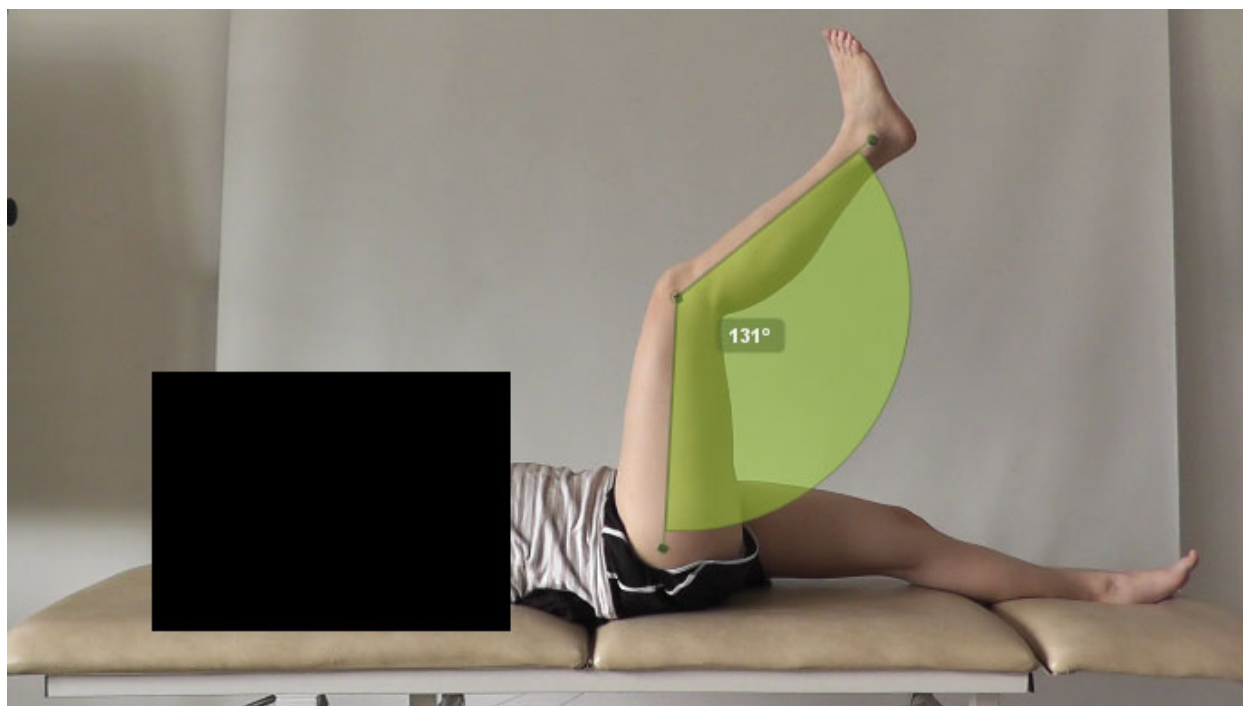
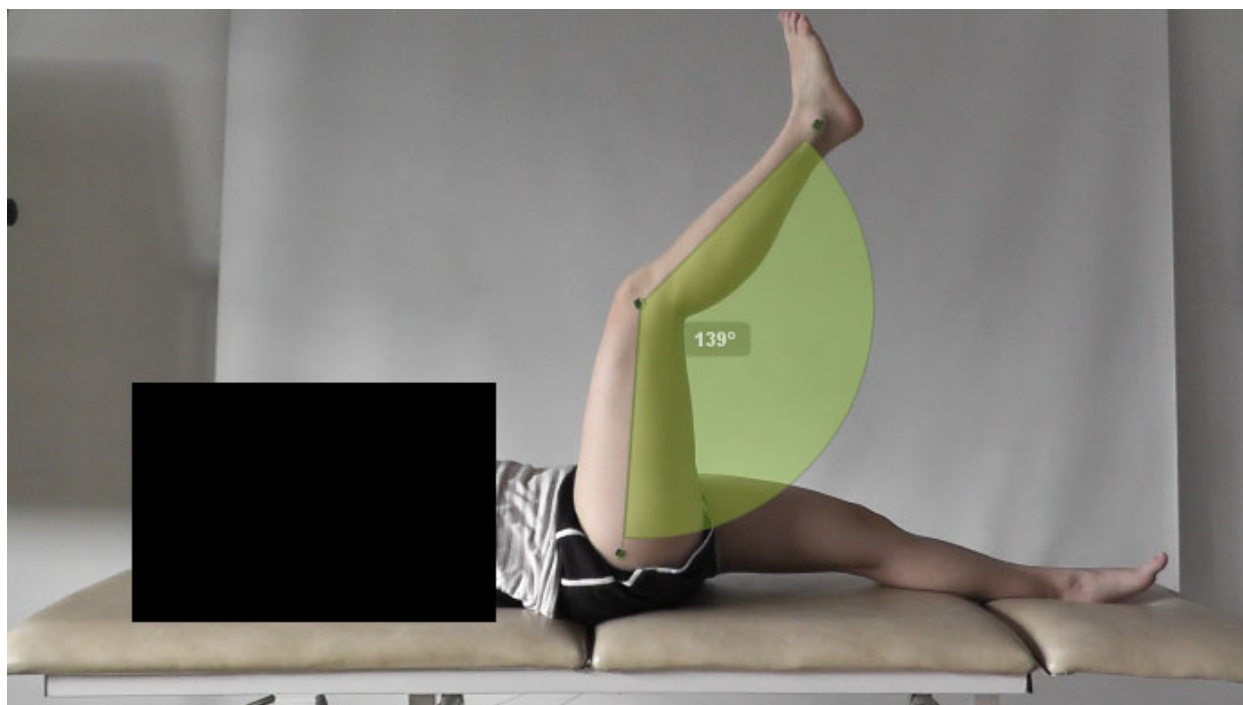


Foto 2: Test aktivní extenze v kolenní po statickém strečinku



Příloha č. 3: Chodící výpady

Převzato z:

<http://www.gymprofessor.com/index.php/exercise-index/quadriceps/walking-lunges/>

