

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Daniel Červený

**Vliv statického a dynamického stretchingu na maximální
koncentrickou, excentrickou a izometrickou svalovou sílu flexorů
a extenzorů kolenního kloubu**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA

Olomouc 2024

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv statického a dynamického stretchingu na maximální koncentrickou, excentrickou a izometrickou svalovou sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu

Název práce v AJ: The effect of static and dynamic stretching on maximum concentric, eccentric, and isometric muscle strength of the knee flexors and extensors

Datum zadání: 31. 1. 2023

Datum odevzdání: 16.5.2024

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Daniel Červený

Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA

Oponent práce: doc. Mgr. Robert Vysoký, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce se zaměřuje na hodnocení akutních účinků statického stretchingu a dynamického stretchingu na svalovou sílu kolenních extenzorů a flexorů u semiprofesionálních fotbalistů. Výzkumný soubor zahrnoval 17 hráčů z třetí a čtvrté nejvyšší fotbalové ligy. Pro výzkum byly využity metody izokinetického a izometrického testování s využitím dynamometru IsoMed 2000, kde byla zkoumána koncentrická, excentrická a izometrická síla při rychlostech 60°/s a 240°/s.

Výsledky studie ukazují, že SS má tendenci mírně snižovat svalovou sílu, přičemž byl zaznamenán nejvýraznější pokles u izometrické síly kolenních extenzorů, zatímco flexory byli méně náchylné ke snížení síly při izometrické kontrakci. Toto zjištění může mít nejvýraznější uplatnění ve sportovní fyzioterapii a prevenci poranění, zvláště pokud jde o načasování a typ stretchingových cvičení aplikovaných před sportovními aktivitami, kde je vyžadována maximální svalová síla.

Na druhé straně, dynamický stretching vedl téměř u všech měření k signifikantnímu zvýšení svalové síly kolenních flexorů i extenzorů u všech typů kontrakcí, což podporuje jeho zařazení do warm-up procedur bezprostředně před silovým a dynamickým výkonem, kde se předpokládá následná vysoká dynamická zátěž.

Tato práce přispívá k lepšímu pochopení, jak statický a dynamický stretching ovlivňují svalovou funkci a nabízí praktické doporučení pro fyzioterapeuty, jelikož role fyzioterapeuta

nekončí pouze u zaléčení akutní fáze problému, ale měla by pokračovat preventivním přístupem, aby k akutní fázi vůbec nedošlo.

Abstrakt v AJ:

This thesis focuses on assessing the acute effects of static stretching and dynamic stretching on the muscular strength of knee extensors and flexors in semi-professional football players. The research sample included 17 players from the third and fourth highest football leagues. Isokinetic a izometric testing methods using the IsoMed 2000 dynamometer were utilized, examining concentric, eccentric, and isometric strength at speeds of 60°/s and 240°/s.

The study results indicate that static stretching tends to slightly reduce muscular strength, with the most significant decrease observed in the isometric strength of the knee extensors, while the flexors were less prone to strength reduction in isometric conditions. This finding could be most significant in sports physiotherapy and injury prevention, particularly concerning the timing and type of stretching exercises applied before sports activities requiring maximum muscle strength.

On the other hand, dynamic stretching led to a significant increase in muscular strength of both knee extensors and flexors in all contractions, supporting its inclusion in warm-up procedures immediately before strength and dynamic performance, where a subsequent high dynamic load is anticipated.

This work contributes to a better understanding of how static and dynamic stretching affect muscle function and offers practical recommendations for physiotherapists. The role of a physiotherapist should not only address healing the acute phase of a problem but should continue with a preventive approach to prevent the acute phase from occurring altogether.

Klíčová slova v ČJ:

dynamicky stretching, staticky stretching, koncentrická kontrakce, excentrická kontrakce, izometrická kontrakce, síla, dynamometr

Klíčová slova v AJ

dynamic stretching, static stretching, concentric contraction, eccentric contraction, isometric contraction, strength, dynamometer

Rozsah: 97 stran a 18 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen bibliografické a elektronické zdroje, které jsou uvedené v referenčním seznamu.

V Olomouci dne 15. 4. 2024

Bc. Daniel Červený

Poděkování

Rád bych tímto způsobem poděkoval všem, kteří mi byli nápomocni při vypracování diplomové práce. Především bych chtěl poděkovat panu MUDr. Stanislavu Horákovi, Ph.D., MBA za cenné rady a odborné vedení při zpracování této diplomové práce.

Obsah

1. Úvod	8
2. Teoretické poznatky	10
2.1 Charakteristika šlacho-svalové jednotky	10
2.2 Statický stretching	13
2.2.1 Stretching induced strength deficit (SIDS)	14
2.2.2 Centrální hypotéza	14
2.2.3 Periferní hypotéza	19
2.2.4 Intenzita stretchingu	22
2.2.5 Délka stretchingu	23
2.3 Dynamický stretching	24
2.3.1 Tělesná teplota	25
2.3.2 Post-aktivační potenciace (PAP)	25
2.3.3 Tuhost muscle tendon unit	27
2.3.4 Rychlost a rozsah stretchingu	28
2.3.5 Doba stretchingu	29
2.4 Další varianty stretchingu	29
2.4.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)	30
2.4.2 Balistický stretching	30
2.5 Svalová kontrakce	31
2.5.1 Excentrická kontrakce	31
2.5.2 Koncentrická kontrakce	32
2.5.3 Izometrická kontrakce	33
3. Cíl diplomové práce	34
3.1 Vědecké otázky a hypotézy	34
4. Metodika	37
4.1 Charakterizace výzkumné skupiny	37
4.2 Design studie	37
4.3 Metodika sběru dat	38
4.4 Statistické zpracování dat	40
5. Výsledky	41
5.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1	41
5.1.1 Statistické zhodnocení hypotéz	41
5.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2	43
5.2.1 Statistické zhodnocení hypotéz	43
5.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3	45

5.3.1	Statistické zhodnocení hypotéz	46
5.4	Výsledky k vědecké otázce č. 4	47
5.4.1	Statistické zhodnocení hypotéz	48
5.5	Výsledky k vědecké otázce č. 5	50
5.5.1	Statistické zhodnocení hypotéz	50
5.6	Výsledky k vědecké otázce č. 6	51
5.6.1	Statistické zhodnocení hypotéz	51
6.	Diskuze	52
6.1	Vertikální výskok	52
6.2	Sprint.....	54
6.3	Dynamometrie	56
6.3.1	Koncentrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu	56
6.3.2	Excentrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu.....	58
6.3.3	Koncentrická kontrakce – flexory kolenního kloubu	59
6.3.4	Excentricka kontrakce – flexory kolenního kloubu	60
6.3.5	Izometrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu.....	61
6.3.6	Izometrická kontrakce – flexory kolenního kloubu	62
6.4	Limity studie	63
Závěr		65
Referenční seznam.....		67
Seznam obrázků.....		84
Seznam tabulek.....		85
Seznam grafů		86
Seznam obrázků.....		87
Seznam příloh.....		88

1. Úvod

Ve světě fyzioterapie a sportovního tréninku se neustále rozvíjejí nové přístupy a metody, které se snaží minimalizovat riziko zranění. V případě poranění mají urychlovat rehabilitaci a návrat jedince do běžného života, snižovat riziko opětovného poranění a v ideálním případě maximalizovat jeho sportovní výkon. Mezi tyto metody se řadí i stretching, který se stal v posledních 20 letech předmětem rozsáhlých diskusí a zkoumání. Zejména otázka vlivu stretchingu na flexibilitu, prevenci zranění, stabilitu nebo svalovou sílu.

Ačkoli zkoumané vlivy stretchingu jsou stále předmětem diskuze, jeho historie sahá až do dávných civilizací, kde byl praktikován v různých kulturách jako součást tréninkové rutiny, často spojované s bojem, zápasem či jinými sportovními aktivitami. Jistou formu stretchingu najdeme i mezi zvířaty, pro které je protažení po probuzení absolutně automatické nebo dokonce vrozené v podobě pandikulace v období zimního spánku. Jedná se o podvědomou kontrakci s následným dlouhým a pomalým protažením, připomínajícím metodu proprioceptivní neuromuskulární facilitace. Právě první zmínky o stretchingu se váží k čínskému lékaři HuaTuo, který jej prováděl po vzoru zvířat, jako součást preventivní terapie (Behm, 2018).

V dnešní době je nám známo již více stretchingových metod. Mezi ty nejvyužívanější v rehabilitaci a sportu řadíme statický, dynamický, balistický stretching a proprioceptivně neuromuskulární facilitaci (Chaabene et al., 2019). Ruku v ruce s těmito metodami stretchingu se objevují kvalitnější a modernější diagnostické přístupy, které přináší nové informace, jenž se nemusí svými výsledky shodovat se staršími studiemi a literaturou. V druhé polovině 20. století se stal nejvíce populárním statický stretching, který byl využíván za účelem snížení svalového odporu a tím zlepšení sportovního výkonu (Worrell et al., 1994) Modernější přístupy však začali zpochybňovat tyto efekty, a naopak podporovat názor, že nedochází ke zlepšení ekonomiky ani svalové síly. Někdy dokonce může vést ke zhoršení svalové výkonnosti (Simic et al., 2013).

I z tohoto důvodu jsem objasnil v teoretické části efekt statického a dynamického stretchingu na svalovou sílu, rozsah pohybu, stabilitu nebo incidenci zranění. Popsal jsem mechanismus ovlivnění svalové síly a přiblížil, jak ovlivní intenzita a doba protažení samotný následný efekt stretchingu. Právě nesprávně nastaveným stretchingem, intenzitou nebo dobou protažení může dojít ke snížení svalové síly nebo naopak k nedostatečnému zvýšení flexibility, která může být příčinou muskuloskeletálního nebo jiného poranění.

Praktická část mojí práce se věnuje efektu statického a dynamického stretchingu na koncentrickou, excentrickou a izometrickou kontrakci flexorů a extenzorů kolenního kloubu. V minulosti byly prováděny studie separátně na jednotlivé typy kontrakcí, porovnávaly jen statický či dynamický stretching. Proto jsem chtěl poskytnout syntézu všech kontrakcí u dvou nejpůlárnějších typů stretchingu.

2. Teoretické poznatky

2.1 Charakteristika šlacho-svalové jednotky

Jak už samotný název popisuje, šlacho-svalová jednotka (MTU) je anatomická struktura skládající se ze samotného svalu, šlachy, svalově-šlachového spojení (MTJ) a přidružených pojivových struktur. Hlavní funkcí MTU je přenos produkované síly, krátkodobé uchování energie a její následné uvolnění. Tento mechanismus pomáhá tělu využít kinetickou energii k překonání externích sil, jako je gravitace nebo odpor vnějšího prostředí, které působí na organismus při každodenních aktivitách (Neumann, 2013).

V průběhu pasivního protažení můžeme pozorovat několik rozdílných odporů. Při pohybu z maximálního zkrácení do prvního měřitelného odporu mluvíme o tzv. počátečním pasivním odporu neboli počáteční délce. Při následném postupném protahování zaznamenáváme vyšší odpor až do hranice maximálního pasivního odporu, kterou nazýváme maximální délka MTU. V rámci tohoto protažení dochází následně k návratu do fyziologické délky (Janura, 2003). Při každém následném protažení za tuto hranici dochází k mikrorupturám proximálních a distálních konců svalových vláken a MTJ (Garrett et al., 1988).

Samotný odpor při protažení MTU je přikládán zejména třem strukturám:

- Klidovému napětí kontraktilních myofilament (aktinu a myozinu) – sériové elastické elementy (SEE)
- Odpor nekontraktilních proteinů cytoskeletu sarkomery (SEE)
- Odpor pojivové tkáně – paralelní elastické elementy (PEE)

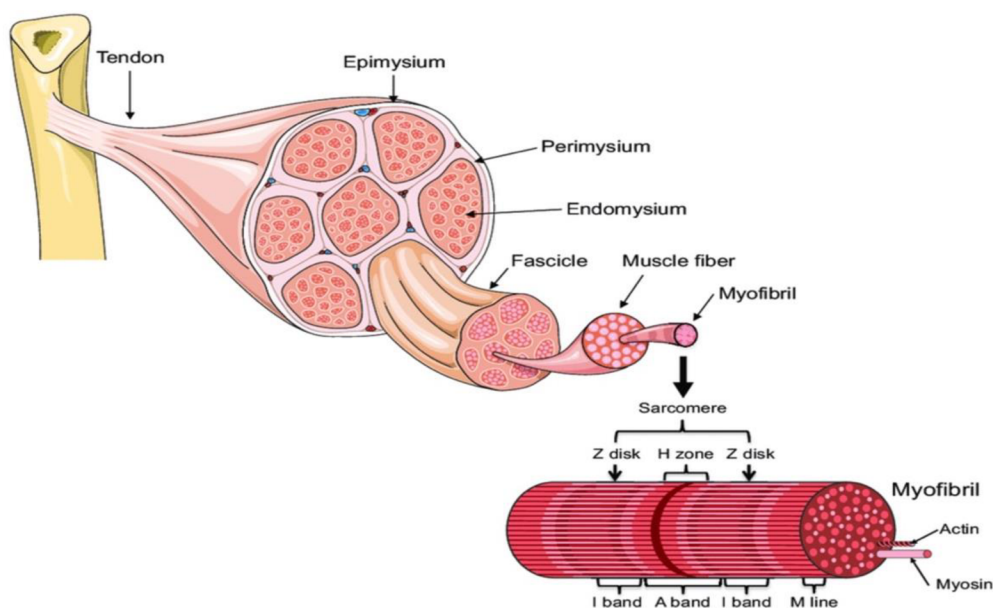
O klidovém napětí aktinu a myozinu se zmínil poprvé Hill (1968), jehož práci doplnil dále Proske (1999). Tato klidová aktivita je vysvětlována pomocí dlouhodobých stabilních příčných mostů (cross – bridge theory), které jsou odpovědné za primární strmý nárůst odporu. Přítomnost těchto mostů je velmi těžce potvrditelná pomocí elektromyografie (EMG), proto i z tohoto důvodu byl definován stav absolutní relaxace svalu jako minimální EMG aktivita. Problémem této teorie dlouhodobých mostů je, že maximální míra odporu nastává po překročení délky, kdy se aktin a myozin maximálně překrývají. Tento jev je vysvětlován snížením interfilamentálního prostoru a tím zvýšením citlivosti na Ca^{2+} . Jednoduše si lze představit toto snížení interfilamentálního prostoru jako zúžení vnitřního prostoru sarkomery, čímž dojde k přiblížení aktinu a myozinu a současnému zvýšení citlivosti na Ca^{2+} (Konhilas et al., 2002). K uvolnění zmíněných iontů Ca^{2+} dochází z důvodu přenesení akčního potenciálu z centrální nervové soustavy, skrze alfa motoneurony. Na presynaptické membráně neuromuskulární jednotky dojde k uvolnění neurotransmiteru acetylcholinu, který se následně

váže na nikotinové receptory, nacházející se na postsynaptické membráně. Tím dojde k jejich otevření a průchodnosti Na^+ iontů přes membránu. Depolarizace způsobená tímto průchodem uvolní průchod K^+ iontů ven z buňky skrze membrány, čímž dojde k repolarizaci a akční potenciál se rozšíří pomocí T-tubulů po svalové buňce tak, aby došlo k systematické kontrakci celého vlákna (Greig & Jones, 2016; Szentesi et al., 2023) Akční potenciál, šířící se po T-tubulu, uvolní ze sarkoplasmatického retikula výše zmíněné Ca^{2+} ionty, které jsou odpovědné za vytvoření aktino-myozinových můstků na úrovních sarkomery. V každé sarkomeře popisujeme Z-disky (telegramy), které se nachází na koncích sarkomery a vymezují tak její délku. Slouží zároveň jako ukotvení pro tenká filamenta aktinu. H-zónu najdeme v prostřední části sarkomery, kdy M – line označuje střed H-zóny a slouží jako kotva pro těžká filamenta myozinu. Kontraktilní proteiny se svým uspořádáním vždy vzájemně překrývají a tvoří tak příčně pruhovaný vzor, ve kterém můžeme rozlišit izotropní úsek, skládající se převážně z aktinové části dvou sousedících sarkomer, ve kterém dochází při kontrakci ke změně délky, a anizotropní úsek, který označuje oblast překrytí aktinu a myozinu. Jako regulační proteiny označujeme v sarkomeře troponin-C, který na sebe váže právě Ca^{2+} ionty a v kombinaci s posunem tropomyozinu odkrývá vazebná místa pro myozin. Troponin I, který inhibuje navázání aktinu a myozinu. Dále troponin-T, který na sebe váže tropomyozin a vytváří tak troponin-tropomyozinový komplex, který brání vytvoření aktino-myozinového můstku (McCuller et al., 2024). Pro správné navázání hlavičky myozinu a aktinového vlákna je třeba energie. Metabolismem molekuly ATP v sarkomeru dojde k hydrolýze a rozštěpení ATP na ADP a anorganický fosfát, což je proces nezbytný pro svalovou kontrakci, usnadňuje konformační změnu (Moretto et al., 2022)

Součástí sarkomery jsou také nekontraktilní filamenta (SSE), často označované jako endosarkomerický a exosarkomerický cytoskelet. Ukotvení myozinového filamenta do M-linie zprostředkovává titin, jiným názvem connection, který je velmi elastický a reguluje protažení sarkomery při pasivním, ale i aktivním natažení, čímž se výrazně ovlivňuje jeho délka a také tuhost (Labeit et al., 2003). Míra tuhosti samotného titinu není stále stejná, ale ovlivňuje ji také přítomnost Ca^{2+} iontů uvolněných sarkoplasmatickým retikulem (SR), kdy se stoupající hladinou Ca^{2+} se stává titin pevnějším a méně elastickým (Labeit et al., 2003). Podobný efekt je přítomný také při aktivním protažení svalového vlákna. Tuto teorii potvrdili Leonard a Herzog (2010), kteří protáhli myofibrilu pasivně i aktivně za hranici, kde už nedochází k překrytí aktinu a myozinu, čímž byl jejich podíl na tuhosti vyloučen. Výsledkem bylo potvrzení předešlých studií, že tuhost titinu je závislá na množství Ca^{2+} v sarkomeře. Titin nacházíme v kosterním svalu ve více izomorfech a právě jejich rozdílný poměr v pomalých

svalových vlákních (typ I) a rychlých svalových vlákních (typ IIa, IIb) se podílí na vyšší tuhosti vláken typu I než vláken typu II (Mutungi & Ranatunga, 1996). Tento jev může být vysvětlován také faktem, že vlákna typu II jsou basálně méně citlivá na Ca^{2+} ionty, tudíž i jejich množství ve vlákně nemusí způsobit vyšší tuhost (Gardetto et al., 1989). Nebulin je dalším proteinem podílejícím se na endoskeletu. Primárně se upíná do Z-line a svým provázáním s aktinem odpovídá za mechanickou stabilitu sarkomery. Sekundárně se podílí na kinematice aktino-myozinových můstků a homeostáze Ca^{2+} . Významnou komponentou exoskeletu sarkomery je i desmin (skeletin). Funkčně se podílí na příčném i podélném propojení jednotlivých Z-disků a díky svým elastickým vlastnostem se podílí na odporu MTU při protažení (Yuen & Ottenhejm, 2020).

Jako paralelní elastický element MTU je označována pojivová tkáň, která se nachází ve svalech a šlachách. Svým uspořádáním se liší od chrupavek nebo vaziva, kde jsou vlákna upořádána nepravidelně, zatímco ve šlachách odpovídají nejčastějšímu směru zatížení, proto se nazývají paralelní elastické elementy. Intramuskulární pojivová tkáň je tvořena na povrchu každého svalu epimysiem. Více do hloubky se nachází perimysium, které obaluje svalové svazky a endomysium, nacházející se kolem jednotlivých svalových vláken. Jednotlivé vrstvy však nelze brát jako samostatné jednotky, ale naopak výrazně se prolínající struktury, jak mezi sebou, tak přes MTJ se šlachou. Strukturou, která sama o sobě tvoří největší odpor při protažení, je díky svému uspořádání kolagenových vláken perimysium (Purslow, 1989). Za pomoci elektronové mikroskopie byla zjištěna změna orientace kolagenu při změně délky svalu. Listové uspořádání se s prodloužením více rozvolňuje a dochází tak k exponenciálnímu zvýšení odporu.



Obrázek 1 Svalová struktura (Constantin-Teodosiu & Constantin, 2021)

2.2 Statický stretching

Pro získání flexibility a rozsahu pohybu je mezi fyzioterapeuty a trenéry oblíbený právě statický stretching. Vzhledem k prokázaným vlivům je jeho samotná aplikace jednoduchá a nenese s sebou vysoké riziko vážnějšího poranění (Garber et al., 2011).

Při stretchingu je naší snahou uvést končetinu do maximálně možného rozsahu tak, aby došlo k maximálnímu protažení svalu, na který je stretching cílený. Tuto polohu držíme po požadovaný čas a následně povolíme. V průběhu stretchingu můžeme pozorovat snížení pasivního odporu svalu, jinak nazývané také stres relaxation. Tento jev můžeme pozorovat po celou dobu protažení, nejzásadnější změny však probíhají v prvních 20-30 sekundách (Magnusson, 1998; Ryan, Herda, et al., 2014).

Statický stretching můžeme dále rozdělit na:

- Aktivně statický – při kterém dostáváme segment do polohy maximálního rozsahu koncentrickou a následně držíme izometrickou kontrakcí antagonistického svalu. Dosáhneme tak pomalého a bezpečného protažení v kombinaci s reciproční inhibicí protahovaného svalu (Winters et al., 2004)
- Pasivně statický – využíváme pasivní síly k dosažení maximálního rozsahu, ve kterém držíme. Můžeme využít i druhou osobu k protažení, jen je zapotřebí dobře komunikovat a nepřekročit fyziologickou bariéru.

Jak je zmíněno, SS (statický stretching) má velmi dobře podložený vliv na flexibilitu, zvýšení rozsahu pohybu nebo incidenci zranění. Ačkoli by se mohlo zdát, že případné snížení

svalové síly by mohlo v kombinaci s únavou zvýšit riziko poranění, neexistuje jednoznačné potvrzení této hypotézy. Podle Small et al. (2008) není SS lepší, ale ani horší ve snižování incidence zranění než DS (dynamický stretching). Naopak samotný DS svými specifickými cviky pro danou aktivitu může riziko poranění snižovat a současně působit pozitivně na sílu nebo rychlost (Behm et al., 2023).

2.2.1 Stretching induced strength deficit (SIDS)

Snížení svalové síly po SS je komplexní fenomén, kdy protažený sval je schopný generovat nižší maximální sílu, než jakou byl schopný produkovat před protažením. Příčinu tohoto poklesu není možné přesně definovat, ale nejpravděpodobněji se jedná o kombinaci centrální inhibice, způsobené změnou aferentní informace, v kombinaci s periferními změnami na úrovni myofilament a pojivové tkáně MTU (Sato et al., 2020).

2.2.2 Centrální hypotéza

Existuje více hypotéz a způsobů, jak se SS podílí na změně svalové síly. Jednou z variant je modulace senzoričkových receptorů. Tato presynaptická změna se může projevit přímo ve spinální části, nebo dokonce ovlivnit následné eferentní informace z centrální nervové soustavy. Postsynaptická změna je další z teorií, která se může podílet na snížení síly, a to jak na svalové úrovni, tak také spinální. Všechny varianty ovlivnění kontrakce se však nevylučují, ale pravděpodobně fungují společně ve stejný moment a finální ovlivnění svalové síly tak vzniká jejich kombinací. Změny elektrického potenciálu nervové soustavy zaznamenáváme pomocí EMG měření, které nám dají informaci o rychlosti vedení vzruchu, nábore motorických jednotek, synchronicitě nebo amplitudě. Výsledná data z EMG jsou složená jak z informací centrální nervové soustavy, tak z informací periferní nervové soustavy, proto je velmi náročné odlišit, v jaké etáži nervové soustavy došlo k narušení (supraspinální, svalové), tím pádem i k přesnému vysvětlení SIDS (Behm, 2018).

2.2.2.1 Motorický kortex

Centrální nervová soustava, konkrétně kortikální motorická oblast, obstarává pohyb a ve spolupráci s vestibulárním centrem, mozečkem a dalšími centry, řídí koordinaci a správný timing pohybu. Výsledná informace je odeslána sestupnými drahami z motorického kortexu až na alfa-motoneuron, který aktivuje konkrétní svalová vlákna. Synchronizací těchto impulzů dosáhneme kontrakce svalu a požadovaného pohybu. Gandevia (2001) a Taylor et al. (2000) popsali sníženou excitační schopnost motorického kortexu aktivovat pool motorických neuronů při svalové únavě, způsobené opakováním pohybu, maximální a submaximální kontrakcí (Søgaard et al., 2006) nebo vytrvalostní aktivitou (Ross et al., 2007). Měřenou hodnotou byl

motorický evokovaný potenciál, jehož amplituda znázorňuje kortikospinální excitabilitu, která je vyvolána transkraniální magnetickou stimulací. Ta je nastavena s intenzitou nadprahově motorickou tak, aby došlo k maximální volní kontrakci, která je vždy vyšší než „maximální“ vědomě spuštěná kontrakce.

Ačkoli excitační deficit vyvolaný svalovou únavou je vědecky dostatečně podložený, studie zkoumající změny vyvolané stretchingem jsou nejednoznačné. Vliv stretchingu na supraspinální oblast je ovlivněn aferentní informací z kůže a kloubních receptorů, která se promítá do somatosenzorické oblasti 3A a thalamu. Dále pak svalovými vřetenky, u kterých je aferentní informace vedena primárními sensorickými vlákny (Ia) a sekundárními vlákny (II), registrující protažení svalu, promítající se do somatosenzorické a primární motorické (4) kůry a cerebella. Z toho lze usuzovat, že změna svalové délky ovlivňuje korovou aktivitu v těchto oblastech (Rathelot & Strick, 2009). Právě somatosenzorická oblast se podílí na somato-motoricko-vestibulární integraci (Huffman, 2001) a její neurony se jak monosynapticky, tak polysynapticky promítají do spinálních motorických neuronů a do motorické kůry, z čehož lze usuzovat podíl na výsledném excitačním výstupu (Rathelot & Strick, 2009). Další důkaz o vlivu sensorických informací na motorickou kůru poskytl Veldman et al. (2014), kteří pomocí dlouhodobé svalové vibrace (vedenou Ia vlákny) a prodloužení délky svalu snížili kortikospinální excitabilitu.

V posledních letech bylo provedeno několik studií za pomoci transkraniální magnetické stimulace bezprostředně po SS, které zkoumaly excitabilitu motorické kůry. Při zkoumání došlo ke snížení maximální svalové síly, ale nezjistily změnu motorického evokovaného potenciálu po pasívním protažení, která by přímo ukazovala na spojitost motorického kortexu se snížením síly (Budini et al., 2019; Pulverenti et al., 2019).

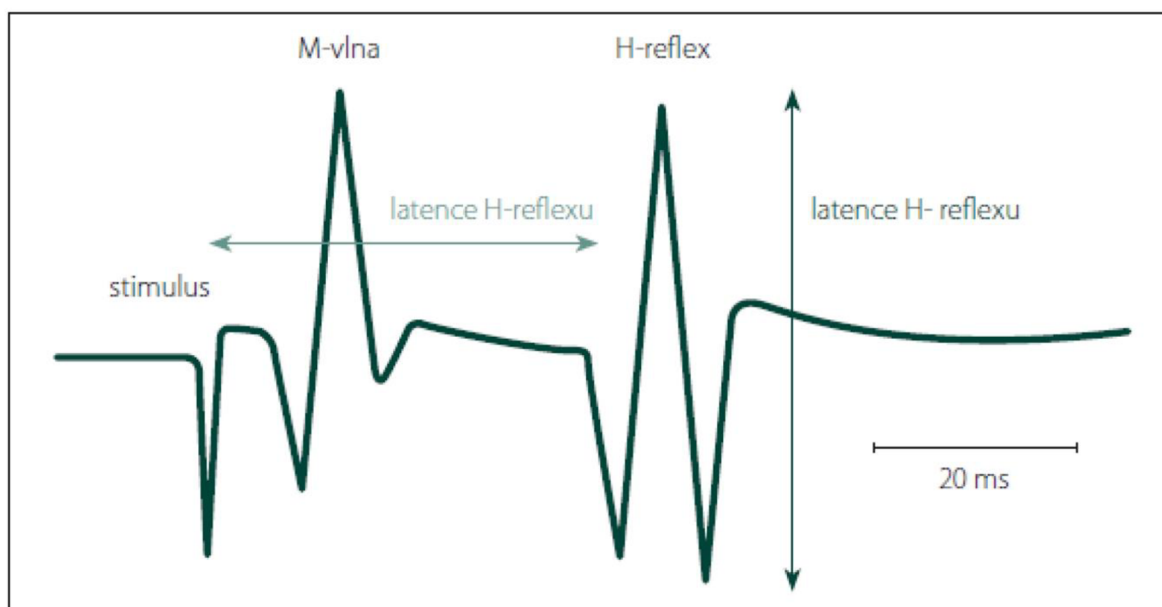
Jiné studie měřily efekt pouze jednoho impulsu transkraniální magnetické stimulace do oblasti motorické kůry v průběhu volní kontrakce. Předpokladem bylo, že přerušení kontrakce je způsobeno inhibičními interneurony a obvykle poukazuje na intrakortikální inhibici. Žádná ze studií však tuto inhibici nepotvrdila (Opplert et al., 2020, Pulverenti et al. 2019, 2020). Tyto výsledky nasvědčují tomu, že intrakortikální inhibice ani změna kortikální excitability nemá primární vliv na snížení svalové síly po SS.

2.2.2.2 Spinální úroveň (EMG)

Výška amplitudy EMG záznamu je další metodou, prostřednictvím které můžeme zkoumat vliv stretchingu na maximální svalovou sílu pomocí elektrické stimulace svalu prahově motorickou intenzitou. Jednou z možností je porovnávat amplitudu složeného

svalového akčního potenciálu (M-vlnu), znázorňující celkový objem elektromagnetického signálu všech aktivovaných motorických jednotek daného svalu. Výsledky těchto studií jsou obecně rozporuplné, kdy některé studie popisují snížení amplitudy (Marchetti et al., 2017; Ryan, Herda, et al., 2014; Trajano et al., 2013) po uplynulé době < 60 sekund od stretchingu, při odlišných délkách trvání stretchingu. Naopak výraznou změnu nepozorovali (Palmer et al., 2019) při měření od 30 až 120 sekund po stretchingu, (Kay & Blazevich, 2009) po 180 sekundách, (Herda et al., 2008) po 9,2 minutách ani (Barbosa et al., 2020) po 10 minutách. Výsledky těchto studií nasvědčují závěru, že vliv SS na M-vlnu je krátkodobý a po určitém časovém okně dochází k zpětnému zotavení (Trajano et al., 2013, 2014, 2019). Konkrétně Trajano et al. (2013) zaznamenali snížení ihned po SS, ale ne po 15 či 30 minutách.

Excitabilitu motoneuronu můžeme sledovat také pomocí monosynaptického Hoffmanova reflexu (H-reflex), „alternativa“ napívacího reflexu. Při elektrické stimulaci nervu dochází nejprve za přítomnosti akčního potenciálu ke kontrakci svalu, což registrujeme na EMG jako M-vlnu. Ta podráždí Ia vlákna svalového vřetenka, která následně informují nervovou soustavu o svalovém napětí daného vlákna. Aferentní informace vstupuje do míchy zadními kořeny a reflexně stimuluje alfa-motoneurony daného svalu, které svým akčním potenciálem zaktivují konkrétní sval. Mezi M-vlnou a H-reflexem je vždy časová prodleva (latence), závislá na výšce a věku člověka (Kadaňka, 2017). H-reflex nám popisuje spinální excitabilitu motoneuronu, ale na jeho amplitudě se podílí také axonální excitabilita Ia aferentních vláken, které mohou v případě disfacilitace (snížené citlivosti na podráždění) působit presynaptickou inhibicí (Knikou, 2008). Předpokládá se, že za tímto jevem disfacilitace svalového vřetenka stojí snížení tuhosti MTU (Avela et al., 1999).



Obrázek 2 Schéma H reflexu (Kadaňka, 2007)

Intenzita H-reflexu po SS je pravděpodobně závislá na době trvání stretchingu a době uběhlé od stretchingu, jak potvrzuje Budini et al. (2019), který při 30 sekundách stretchingu nezaznamenal žádnou změnu, zatím co Avela et al. (1999) testoval vliv 60 minut stretchingu. Výsledkem bylo snížení H-reflexu o 44 % ihned po stretchingu, ale po 15 ani 30 minutách nebyly pozorovány změny. Detailněji zkoumal změnu amplitudy Budini et al. (2019), který popsal první inhibiční fázi H-reflexu v prvních 18 sekundách a dále sekundární slabší inhibici mezi 21 a 30 sekundami. Zajímavý pohled na ovlivnění síly a výkonnosti přinesl Stevanovic et al. (2019), který předložil důkazy, že snížený H-reflex po SS nemusí přímo korelovat se snížením svalové síly. Při prvním testování vertikální výšky výskoku basketbalistů sledoval poměr mezi H – reflexem a M-vlnou (H/M), a to 8 minut po SS, kdy naměřil pokles H/M (-20,5 %) a výšky vertikálního výskoku (-2,6 %) v porovnání s kontrolním měřením. Při druhém testování provedl rozcvičku se specifickými prvky maximalizujícími vertikální výškok, v průběhu kterého docházelo k maximálním kontrakcím svalu. Výsledkem bylo zajímavé zjištění o výraznějším snížení poměru H/M (-30,2 %), ale naopak zlepšení vertikálního výskoku (+3 %) v porovnání s kontrolním měřením. Vypovídá tedy o tom, že snížení H – reflexu se vlivem aktivních kontrakcí může snižovat, ale nemá negativní vliv na výslednou sílu.

Senzitivní Ia aferentní vlákna ovlivňují mimo H-reflex také trvalé vnitřní proudy membrán, anglicky persistent inward currents (PICs). Jedná se o specifický typ napětově řízených iontových kanálů, které se aktivují a deaktivují při změnách membránového potenciálu. Při depolarizaci dochází k otevření napětově řízených vápenatých kanálů, přes které proudí Ca^{2+} ionty nebo napětově řízených sodných kanálů, přes které proudí Na^{+} ionty, což

ještě zvyšuje depolarizaci a excitabilitu neuronu (Stuart & Spruston, 2015). Tyto iontové kanály zůstávají otevřené dlouho, proto může proud kladných iontů pokračovat i po odeznění primárního stimulu. Tento jev je ještě dále umocněn v přítomnosti serotoninu a noradrenalinu, které uvolňují nervy z mozkových jader kmene a celkově to tak vede až k pětinasobnému zvýšení synaptického přenosu a následnému zvýšení kontrakční síly (Binder et al., 2020; R. H. Lee & Heckman, 2000). Z toho důvodu je třeba dávat pozor na možný vliv farmakolog na intenzitu reflexů, jak uvedl Wei et al. (2014). Je prokázáným výsledkem, že léky inhibující zpětnovazebné vychytávání serotoninu (citalopram, excitalopram) zvyšují reflexní reakci a efekt PICs na míšňní motoneurony vlivem stretchingu (Wei et al., 2014). Vědecky podložené důkazy k tomu, že Ia senzorká vlákna svalových vřetének ovlivňují PICs, poskytl Trajano et al. (2014), který stimuloval Ia vlákna pomocí elektrické intenzity odpovídající šlachové vibraci, čímž chtěl docílit snížení sensitivity Ia vláken. Současně k tomu nastavil „ideální“ podmínky pro funkci PICs (tlumení reciproční inhibice pozicí antagonisty ve zkrácení, wind-up efekt), aby nebyly ničím ovlivněny. Po SS byla testována svalová kontrakce pomocí reflexního oblouku, na které se podílela hlavně Ia vlákna aktivací přímo motorického nervu. Výsledkem bylo snížení kontrakce u reflexního oblouku, zapříčiněné zřejmě sníženou senzitivitou Ia vláken a v důsledku toho snížený efekt PICs na kontrakci. K vlivu PICs na kontrakci a ovlivnění po SS nahrává i časová osa zpětného návratu k základním hodnotám, kdy částečný návrat síly kontrakce proběhl po 5 minutách a úplný po 10 minutách, tedy shodně jako u podobných protokolů (Pulverenti et al., 2019, 2020; Trajano et al., 2014). Proto se dá předpokládat, že SS snižuje efekt PICs, a tím negativně ovlivňuje celkovou svalovou sílu kontrakce skrze desenzitaci Ia vláken.

Stejně jako je H-reflex zprostředkován pomocí Ia senzitivních vláken ze svalových vřetének nacházejících se ve svalu, fascie a kůži jsou místem mnoha volných nervových zakončení (exteroceptivní receptory) odpovědných za takzvaný E-reflex. Skrze jejich synaptické spojení s motoneurony inhibují sympatikus, což může vést ke snížení svalového tonu, krevního tlaku nebo srdeční frekvence (Wu et al., 1999). Intenzita této inhibice se u SS odvíjí od rozsahu daného pohybu. Při větším rozsahu pohybu docházelo ke snížení jak E-reflexu, tak H-reflexu, a naopak při menším rozsahu pohybu nebyla pozorována výraznější změna. I přes zjištěné snížení E-reflexu však tvrdíme, že jeho vliv na motoneuron není velmi významný a po krátké době (několik sekund) odezní. Proto by neměl být výrazným činitelem snížení svalové síly (Guissard & Duchateau, 2006).

Golgiho šlachová tělíska (GTO) jsou dalším faktorem, který by mohl být považován za příčinu snížení síly. Svým uložením na přechodu mezi svalem a šlachou registruje protažení při

kontrakci svalových vláken, a to za pomoci Ib senzitivních vláken, které informují jak supraspinální, tak spinální region. GTO jsou odpovědná za obrácený napínací reflex, který při příliš velké kontrakci inhibuje agonistickou svalovou skupinu, která kontrakci způsobila. Je tedy možné předpokládat, že pasivní napětí svalu by mohlo skrze GTO reflex způsobit inhibici, a tím snížit svalovou sílu daného svalu. GTO jsou však velmi málo citlivá na pasivní protažení, na které reagují mnohem lépe svalová vřetenka. Pro vyšší a dřívější aktivaci GTO je potřeba alespoň minimální aktivní kontrakce (Khan & Burne, 2009). Tohoto principu využíváme při postizometrické relaxaci, ve které dosáhneme maximálního protažení. Následnou izometrickou kontrakcí podráždíme GTO a reflexně inhibujeme svalovou aktivitu protahovaného svalu. Následně pokračujeme do další bariéry a tuto metodu opakujeme, dokud nedosáhneme požadovaného výsledku (Kolář, 2009). Dalším důkazem proti vlivu GTO na sílu je délka trvání inhibice, která se odhaduje na přibližně 60 až 100 ms, což absolutně nepotvrzuje déle trvající účinky SS, proto tedy lze na základě vědecky podložených studií předpokládat, že celkový efekt GTO bude mít pouze minimální vliv na celkovou změnu síly po SS (Khan & Burne, 2009).

2.2.3 Periferní hypotéza

Vedle řídicího nervový systému se podílí na změně síly také periferní složky pohybu, za které považujeme vše mimo centrální a periferní nervový systém. Nejsou to však pouze mechanické změny probíhající na úrovni svalu nebo šlachy, ale také rozdílné vlastnosti při odlišných podmínkách. V průběhu stretchingu dochází k protahování a změně tuhosti MTU, která se chová odlišně v závislosti na intenzitě a časové délce samotného stretchingu (Chaabene et al., 2019).

2.2.3.1 Muscle-tendon unit

Změna tuhosti PEE nebo kontraktálních filament sarkomer je považována za jeden z nejvýznamnějších jevů ovlivňující MTU. Důkazem je snížení sklonu křivky pasivního odporu, což obecně reflektuje tuhost celé MTU. V dlouhodobějším horizontu je však tato změna neudržitelná, naopak po několika minutách se vrací zpět na původní hodnotu. Doba, po kterou je MTU poddajnější, se výrazně odvíjí od doby protažení, jak dokazují novější studie. Od roku 2016 bylo provedeno několik výzkumů přímo sledující efekt SS na MTU a pokles svalové síly. Pouze u 4 studií flexorů kolenního kloubu, které byly protahovány po delší dobu (180–300 sekund), bylo zjištěné snížení maximální izometrické síly (Hatano et al., 2019; Matsuo et al., 2019). Při protažení v rozmezí 20 až 120 sekund nedošlo ke snížení maximální izometrické (Palmer et al., 2019; Palmer & Thiele, 2019) ani koncentrické síly (Sato et al., 2020) a to i přesto, že u všech byla popsána snížená tuhost MTU. Stejná zjištění byla popsána u plantárních

flexorů, kde u všech dochází k ovlivnění MTU, ale k snížení svalové síly jen u těch trvajících více než 150 sekund (Bouvier et al., 2017; Longo et al., 2017).

Je důležité dodat, že výše zmíněná tuhost MTU popisuje tuhost pasivního svalu a ovlivňuje pouze minimálně aktivní svaly v průběhu kontrakce nebo tuhost šlachy (Kay & Blazevich, 2009). To naznačuje, že vlivem periferních komponent může být sval poddajnější v klidové fázi, ale při výkonu nebo zátěži svou tuhost vrací zpět na původní hodnoty.

2.2.3.2 Paralelní elastické elementy

Na ovlivnění svalové síly se mohou podílet PEE, konkrétně endomysium, perimysium a epimysium. Jednou z hypotéz, jak se mohou zmíněné složky podílet na změně síly kontrakce je jejich radiální zkrácení v průběhu kontrakce. Při kontrakci dochází ke svalovému zkrácení v podélném směru, ale zároveň k rozšíření v příčném směru. Musíme si uvědomit, že většina svalových vláken není v přímém směru s podélnou osou svalu, ale jsou orientována pod penzačním úhlem, takže při protažení a zkrácení dochází ke stálému podélnému i radiálnímu protahování svalových vláken i PEE (Roberts et al., 2019). Tyto podélné, ale hlavně radiální síly ovlivňují směr vláken a s tím i související délku a rychlost kontrakce. Při větší rotaci vlákna dochází k jeho rychlejšímu zkrácení. Jinými slovy rotace snižuje dobu zkrácení svalového vlákna. Výsledkem toho je zvýšená rychlost kontrakce (N. C. Holt et al., 2016; Roberts et al., 2019).

2.2.3.3 Svalová délka

Vztah mezi délkou a svalovým napětím po SS byl zkoumán několika studiemi (Cramer et al., 2007; Sato et al., 2020), při kterých byl potvrzen posun k větším svalovým délkám. Tento fakt může výrazně pozměnit pohled na starší studie, při kterých může být svalové snížení po SS výrazně ovlivněno testovací polohou. Při izometrickém testování je výraznější úbytek svalové síly při kratších délkách svalu a naopak nižší, nebo dokonce žádný při maximálních délkách svalu (Balle et al., 2015; Herda et al., 2008; McHugh et al., 2013).

Vzhledem k nulové změně tuhosti šlach při krátkém nebo středně dlouhém SS, které by mohlo vysvětlovat posunutí určité svalové síly při konkrétní délce svalu po SS, můžou být možnou variantou změněné síly kontrakce výše zmíněné PICs. Jejich aktivita se totiž mění při odlišných kloubních úhlech, které ovlivňují svalovou délku, a tudíž napětí agonistů (Kim, 2017) nebo přes reciproční aktivitu antagonistů (Gorassini et al., 2002). Z toho důvodu by měly být méně inhibovány, pokud je agonista v prodloužení, jelikož v ten moment se antagonist nachází ve zkrácení a ztrácí tak schopnost recipročně inhibovat agonistu. Svalová délka může

ovlivňovat inhibiční aferentní informaci Ia vláken. Při zvětšení délky sledujeme snížení amplitudy H-reflexu, což by mohlo značit výraznější inhibici (Blazevich et al., 2012; Day et al., 1984).

V závislosti na délce svalu se může měnit také citlivost sarkomery, a to konkrétně aktino-myozinového komplexu na Ca^{2+} . Jednou z hlavních příčin změny citlivosti může být snížené krevní zásobení svalu z důvodu zmenšení příčného průřezu při kontrakci. To ovlivňuje intramuskulární tlak, který vypuzuje krev ze svalu a zamezuje tak přesunu arteriální okysličené krve, což výrazně snižuje lokální metabolismus (Palomero et al., 2012). Dochází k akumulaci H^+ iontů, anorganických fosfátů, ADP, laktátu, reaktivního kyslíku a dusíku a dalších látek v kombinaci se sníženým množstvím intracelulární vody (Stephenson & Williams, 1985; Sugi et al., 2013). Z toho důvodu dochází ke sníženému uvolnění Ca^{2+} iontů ze SR, k ovlivnění aktino-myozinového komplexu a ke snížení svalové síly (Lamb & Westerblad, 2011). Ke zmírnění těchto negativních účinků SS by mohla pomoci právě větší svalová délka, při které dochází ke snížení interfilamentárního prostoru a tím k opětovnému zvýšení citlivosti na Ca^{2+} . Tento jev může vysvětlovat výše zmíněné výraznější poklesy svalové síly při kratších délkách a snížení poklesu při délkách větších (Szentesi et al., 2023).

2.2.3.4 Titin

Mechanicky má titin největší vliv na pasivní tuhost sarkomery a svalových vláken, kdy působí jako pružina mezi aktinem a Z-line. Jak je zmíněno v první kapitole, jeho tuhost se mění s množstvím Ca^{2+} iontů vyplavených SR (Labeit et al., 2003), kdy s vyšším množstvím Ca^{2+} stoupá tuhost a naopak. Samotná délka svalu při zahájení kontrakce má také vliv na tuhost a následnou svalovou sílu (Leonard & Herzog, 2010). Herzog (2014) ve své publikaci předpokládá, že zahájením kontrakce při kratší svalové délce dojde k navázání titinu na aktinové vlákno dále od Z – linie, čímž se zkrátí volná pružinová část titinu při následné excentrické kontrakci. Tím dojde ke zkrácení doby, než začne titin produkovat větší pasivní odpor, a celkově tak stoupne tuhost svalového vlákna. Nejvýznamněji se tento jev projevuje u excentrické kontrakce, kdy dochází k prodloužení svalu, ale pozorovat ho můžeme i u kontrakce koncentrické a izometrické (Herzog et al., 2012).

Naopak při pasivním protažení svalu ztrácí titin svou schopnost navázat se na aktinové vlákno a v kombinaci se současnou disociací Ca^{2+} iontů to vede k prodloužení jeho volné pružinové části. Výsledkem těchto dvou jevů je obecné snížení tuhosti sarkomery a celkově celého svalu (E.-J. Lee, Joumaa, & Herzog, 2007). Tyto změny jsou studii popsány pouze

jako krátkodobé a žádná studie se nevěnovala změně tuhosti titinu v horizontu delším než několik minut.

2.2.4 Intenzita stretchingu

Definice intenzity u SS je v porovnání s DS více subjektivní parametr. Jednotkou, kterou používáme je point of discomfort (POD) a udává se v procentech. Je obecným pravidlem, že při stretchingu na úrovni 100 % POD, pocítujeme středně velké protažení. Ačkoli mnoho studií udává intenzitu protažení, každá provádí odlišnou intenzitu po různé době. Fukaya et al. (2020) zjistil porovnáním vysoce intenzivního krátkého stretchingu (120 % POD s délkou 100 s) a málo intenzivního dlouhého stretchingu (80 % POD s délkou 240 sekund), že intenzivnější a kratší stretching je efektivnější ve snížení tuhosti MTU. Při tomto porovnání je však důležité říct, že do zhruba 50 % rozsahu pohybu v kloubu nedochází k navýšení odporu MTU. Z toho důvodu na základě minulých studií a vlastní zkušenosti, navrhl sjednocení intenzit stretchingu v závislosti na čase a míře POD. Podle Fukaya et al. (2020) je celková intenzita SS stejná, pokud ho provádíme v intenzitě 80 % POD po dobu 3x75 sekund, 100 % POD po dobu 3x60 sekund a 120 % POD po dobu 3x50 sekund.

Výsledky studií ukazují, že výraznější snížení MTU tuhosti nastává po intenzivnějším a kratším stretchingu, než po delším a s nižší intenzitou, navzdory tomu, že nebyla zjištěna změna v pasivní peak torque v konečném rozsahu pohybu, což značí že celková síla, kterou produkuje MTU v maximálním rozsahu pohybu v relaxovaném stavu se po SS nezmění, ačkoliv dojde ke zlepšení rozsahu pohybu. Tento fakt nahrává tomu, že bezprostřední změna rozsahu po SS i DS by mohla být vysvětlena stretch tolerance teorií. Její efekt je vysvětlován dvěma způsoby. Jednak vrátkovou teorií, kdy podráždění mechanoreceptorů v průběhu stretchingu snižuje nepříjemný pocit inhibicí nociceptivní informace. Druhou možností jsou zvýšené hodnoty substance P po stretchingu, které aktivují sestupnou dráhu bolesti a dojde k uvolnění endogenních opioidů, jako je B-endorfin, dynorfin a enkephalin. Navázání těchto opioidů na své receptory probíhá nejvíce v thalamu a v zadních kořenech míšních, čímž dojde k potlačení nociceptivní informace.

Ke stejnému došel také Takeuchi et al. (2022), kteří pozorovali při SS hamstringů korelaci mezi intenzitou a změnou tuhosti směrem k větší změně při vyšší intenzitě, stejně tak u rozsahu pohybu, ale nenašli souvislost mezi intenzitou a passive torque v konečném rozsahu pohybu.

Podle výsledků dřívějších studií lze dosáhnout změny tuhosti MTU již po čase výrazně kratším než 50 sekund při intenzitě 120 % POD, nebo dokonce již po několika sekundách při hodnotách 120-140 % POD (Sugi et al., 2013; Takeuchi et al., 2021). Proto je důležité u všech

studií popisujících délku stretchingu pozorovat také intenzitu, jelikož i od ní se může výsledný efekt odvíjet.

Shodný efekt jako u tuhosti MTU a rozsah pohybu můžeme pozorovat i u vlivu intenzity na svalovou sílu. Při vyšší intenzitě dochází k výraznějšímu úbytku svalové síly bezprostředně po stretchingu. Důležitým faktorem je však také doba strávená SS, jelikož Takeuchi et al. (2021) nepozorovali po 20 sekund snížení tuhosti MTU, ani pokles maximální svalové síly (Kataura et al., 2017; Kim, 2017)

2.2.5 Délka stretchingu

Doba, po kterou je SS prováděný je dalším faktorem, který se podílí jak na zvýšení rozsahu pohybu, tak na silové změně ihned po stretchingu. Se znalostí vlivu intenzity je však náročnější odlišit, zda se na výsledné změně podílí více délka protažení nebo intenzita, jelikož meta-analýzy sjednocující tyto data nerozdělují studie podle intenzity, ale pouze podle času.

Délka protažení v proběhlých studiích je běžně v rozmezí od 30 sekund, až po několik desítek minut, a jejich vliv na sílu a výkonnost je porovnáván pomocí hodnot peak torque na izokinetickém dynamometru, výškou vertikálního výskoku nebo sprintu na několik metrů. Z dostupných dat se zdá, že při kratším trvání dochází ke snížení negativního vlivu na produkci síly. Toto tvrzení podporují Young et al. (2006), kteří pozorovali mírnější snížení vertikálního výskoku po 1 minutě, než po 2 a 4 minutách stretchingu. Nesignifikantní změnu peak torque zaznamenali také při délce stretchingu od 30 do 120 sekund (Beedle et al., 2008; Winke et al., 2010).

Podle výpočtu z předešlých studií měřících peak torque popsal Behm & Chaouachi, (2011) triviální změnu svalové síly a výkonnosti při stretchingu kratším než 30 sekund, neutrální nebo nesignifikantní změny v rozmezí 30-90 sekund a středně velkou změnu při trvání více než 90 sekund. Procentuálním vyjádřením sníží SS sílu méně při stretchingu kratším než 90 sekund ($-3.3 \% \pm 4.1$) než při stretchingu delším než 90 sekund ($-5.8 \% \pm 6.4$). Při porovnání vertikálního výskoku jsou změny ještě mírnější. Při SS kratším než 90 sekund se svalová síla sníží méně ($-1.03 \% \pm 2.5$) než při SS delším než 90 sekund ($-3.3 \% \pm 3.4$). Z těchto výsledků můžeme vidět, že čistě silové aktivity jsou ovlivněny výrazněji, než aktivity explozivně-silové prováděné ve vyšší rychlosti, jako je výskok nebo sprint.

Zajímavé shrnutí poskytli Behm et al. (2016), kteří se zaměřili na vliv SS na jednotlivé typy kontrakcí v závislosti na délce stretchingu.

Tabulka 1 Změna síly v závislosti na délce SS

Typ kontrakce	SS < 60 sekund	SS > 60 sekund
Izometrická kontrakce	-4,5 %	-6,8 %
Koncentrická kontrakce	-1,5 %	-4,8 %
Excentrická kontrakce	xxx	-4,2 %

Legenda: Žádná studie nezkoumala maximální sílu EXC kontrakce při SS < 60 s. (Behm et al., 2016)

2.3 Dynamický stretching

Při pohledu na dynamický stretching jej můžeme popsat jako kontrolovanou variantu balistického stretchingu, kdy se dostáváme do pozice, která nemusí odpovídat maximálnímu rozsahu, a to pomocí aktivních kontrakcí agonistických a antagonistických svalů. Tato švihová aktivita může být prováděna za pomoci jednokloubových nebo vícekloubových spojení, čímž lze dosáhnout protažení více svalových skupin současně (McMillian et al., 2006). Součástí DS by měly být varianty, které jsou specifické pro danou aktivitu, aby co možná nejlépe připravily organismus na následující aktivitu. Necílíme pouze na faktory jako je protažení svalů, zlepšení propriocepce nebo zlepšení flexibility. Snažíme se pomocí kontrolovaných pohybů, aby také došlo k lubrikaci kloubních ploch synoviální tekutinou. Dále dochází na rozdíl od SS ke zvýšení tělesné teploty a prokrvení jednotlivých tkání.

Každá aerobní disciplína vyžaduje dynamický pohyb, při kterém dochází k využití uložené energie k dalšímu pohybu tak, aby byla aktivita prováděna co nejvýkonněji a nejekonomičtěji. Tento mechanismus nejlépe vystihuje Stretch-shortening cycle. Při excentrické fázi pohybu dochází aktivací svalových skupin k uložení elastické energie ve šlachách a pasivních strukturách svalu, ze kterých je při následující koncentrické kontrakci uvolněna za účelem zvýšení síly a rychlosti (McMillian et al., 2006). Ovlivněním tuhosti MTU bezprostředně po stretchingu můžeme tento mechanismus narušit a ovlivnit pozitivně (DS) nebo negativně (SS) transfer uložené energie. Samotná tuhost je jednou z komponent přenosu sil. Důležitou roli však hraje také rychlost, jakou dokážeme uloženou energii využít. Při pomalé změně mezi excentrickou a koncentrickou fází dochází ke ztrátám uložené energie, proto je důležité pracovat nejen na maximální síle, ale také reaktivním času (Yamaguchi, Ishii, Yamanaka a Yasuda, 2007). Při specifickém DS právě tuto reaktivitu MTU a tuhost zlepšujeme, proto se zdá DS jako vhodnější varianta před aerobními aktivitami než SS.

2.3.1 Tělesná teplota

Samotný název warm-up značí zvýšení tělesné teploty a přípravu na hlavní tréninkovou nebo rehabilitační jednotku. Při DS dojde vzhledem k aktivním a dynamickým kontrakcím k výraznějšímu zvýšení tělesné teploty než po SS, a to jak svalové teploty, tak teploty tělesného jádra. Ke změně teploty svalu dochází bezprostředně, několik sekund po začátku aktivity, zatímco teplota jádra má několikasekundové zpoždění. Důvodem je termogeneze a vliv metabolismu probíhajícího ve svalech, díky čemuž můžeme pozorovat teplejší venózní a chladnější arteriální krev (Fletcher, Esau a MacIntosh, 2010). Pro kontrakci je důležitější teplota svalu, která při nízké teplotě zpomaluje chemické reakce probíhající na úrovni buňky, snižuje sensitivitu aktino-myozinového komplexu na Ca^{2+} a negativně působí na navazování nových aktino-myozinových komplexů. Naopak zvýšení teploty způsobuje dilataci cév a zlepšuje vedení akčního potenciálu a přenos na nervosvalové ploténce. Sílu svalové kontrakce ovlivňuje mimo jiné zvýšená funkce SR při vyšší teplotě. Současně dochází k urychlení metabolismu ATP v sarkolemě, při kterém se uvolňuje energie potřebná pro správné fungování iontových pump a pohybu kontraktálních filament. Jasným příkladem může být zvýšená síla tetanické kontrakce při vyšší teplotě svalu (Close & Hoh, 1968). Při pohledu na metabolické a kardiovaskulární změny usnadňuje zvýšení teploty disociaci kyslíku z hemoglobinu a myoglobinu, čímž lze zlepšit zásobení svalu (McCutcheon et al., 1999). V minulosti bylo provedeno několik studií, které podporovaly tuto teorii, kdy při pasivním zvýšení teploty o 1 stupeň došlo ke zvýšení svalové síly stisku ruky o 5,1 % (Binkhorst et al., 1977).

Tyto pozitivní jevy jsou nejvýraznější při chladných podmínkách, kdy má zvýšení největší význam. Naopak při vysokých teplotách a celkové hyperemii působí zvyšování teploty negativní efekt jak na periferní, tak centrální nervový systém. Můžeme pozorovat snížení amplitudy jak M-vlny, tak H-reflexu, což je pravděpodobně zapříčiněné zhoršeným vedením a přenosem signálu na úrovni periferního nervového systému. Tato změna je zřejmě způsobena snížením doby, kdy jsou otevřeny napětově řízené sodíkové a draselné kanály, což primárně sníží dobu, po kterou může přenos probíhat, což může negativně ovlivnit aktivaci motorických jednotek. Sekundárně tak dojde ke snížení síly samotné svalové kontrakce nebo dokonce celého sportovního výkonu (Racinais et al., 2008).

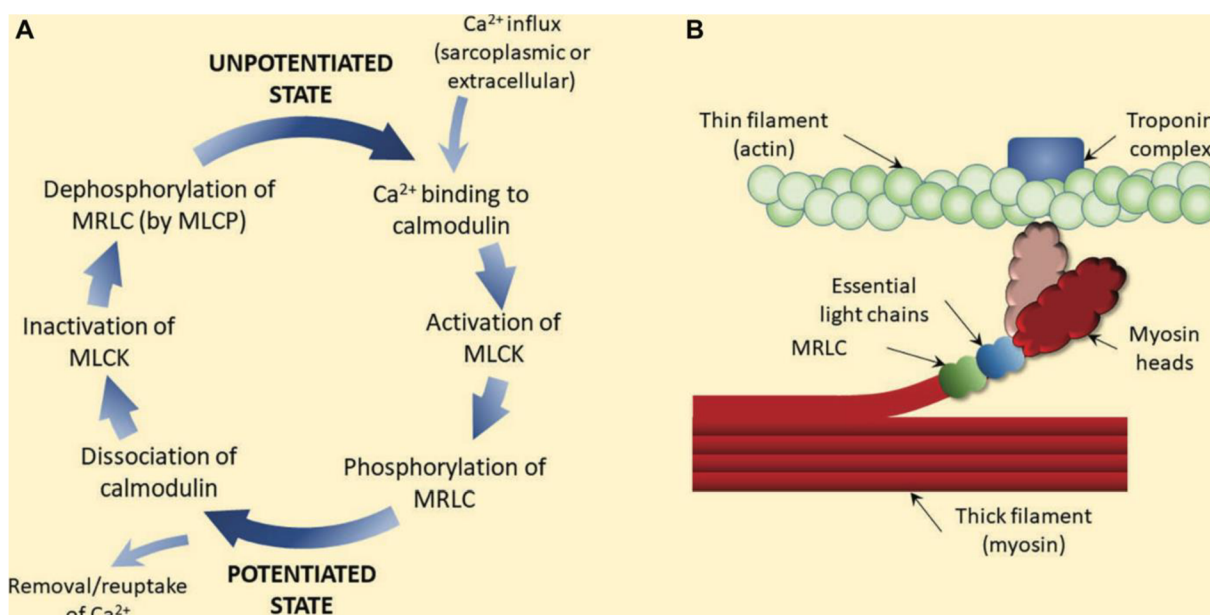
2.3.2 Post-aktivační potenciace (PAP)

Efektivitu DS ovlivňuje mnoho faktorů a jedním z nich je i rychlost a intenzita prováděného cviku. Právě ta může ovlivnit, k jak velké kontrakci musí dojít, aby se pohybující segment zastavil a vrátil se zpět do základní polohy. PAP je založena na teorii, že již proběhlé svalové kontrakce (koncentrické, excentrické i izometrické) ovlivní pozitivně kontrakci

budoucí (Stone et al., 2008). V dnešní době popisujeme několik základních principů, za pomoci, kterých vysvětlujeme fyziologii PAP a popisujeme jejich vliv na svalovou kontrakci.

2.3.2.1 Fosforylace lehkého řetězce myozinu (MLC)

Prvním mechanismem je tzv. fosforylace lehkého řetězce myozinu (MLC). Po přenesení akčního potenciálu přes neurosvalovou ploténku nastává depolarizace membrány a přes SR se do endoprostoru sarkolemy uvolní ionty Ca^{2+} . V běžně popisované kontrakci se Ca^{2+} váže na troponin C tak, aby došlo k odkrytí vazebných míst aktinu. V sarkolemě se ale dále nachází protein nazývaný calmodulin (calcium modulated protein), jenž funguje jako sekundární přenašeč, vysoce citlivý na Ca^{2+} . Po navázání vápenatého iontu výrazně zvyšuje svou aktivitu a interaguje s kinázou (Zhi et al., 2005). Vytvoří tak myosin light chain kinase (MLCK) který fosforyluje myosin regulátory light chain (MRLC), u kterého dochází v průběhu fosforylace k uklánění hlavičku myozinu blíže aktinu. Takto se zvyšuje šance na vytvoření aktino-myozinového komplexu. Následným zpětnovazebným vychytáním Ca^{2+} ze sarkoplazmy vápníkovou pumpou dojde k postupné disociaci calmodulinu od MLCK a následné defosforylaci MRLC. Vzhledem k tomu, že fosforylace trvá jen krátkou dobu, a naopak defosforylace déle, stačí po tento čas nižší množství Ca^{2+} k navázání stejně silného aktino-myozinového komplexu jako při předchozí kontrakci. V případě stejného množství vyplavených Ca^{2+} iontů je následná kontrakce silnější (Vandenboom, 2016; Zhi et al., 2005).



Obrázek 3 Post-aktivační potenciace - fosforylace (Manning & Stull, 1979)

Jelikož všechna svalová vlákna nejsou stejně senzitivní na Ca^{2+} , fosforylace a celkový efekt PAP dosahuje výraznějších účinků na svalová vlákna typu II (rychlá), u kterých je bazální citlivost na Ca^{2+} nižší, než u svalových vláken typu I (pomalá). Z toho důvodu nacházíme větší uplatnění PAP mechanismu při rychlých kontrakcích, kdy PAP zkracují čas kontrakce a zvyšují sílu svalového záškubu. Z těchto poznatků víme, že jsou účinky PAP výhodnější pro disciplíny, při kterých jsou nároky na rychlost a sílu vyšší, jako jsou sprinterské disciplíny, americký fotbal, rugby atd. Efekt přináší i vytrvalostním disciplínám, ale v menším měřítku (Manning & Stull, 1979; Vandenboom, 2016).

2.3.2.2 Neurální excitabilita

Teorie zvýšené excitability je založena na tom, že maximální nebo submaximální kontrakce svalu může ovlivnit svalovou sílu zvýšením excitability míšního alfa-motoneuronu, neurosvalové ploténky nebo motorických oblastí mozku. Spinální mechanismus probíhá přes svalová vřeténka a jejich Ia senzitivní vlákna. Jejich podrážděním formou aktivní kontrakce dochází k ovlivnění amplitudy H-reflexu, které bylo pozorováno v několika studiích. Guellich et al. (1996) pozorovali vzestup reflexu u m. soleu (vysoký počet rychlých vláken) o 20 %. Pozitivní vliv kontrakce QF (quadriceps femoris) na výšku amplitudy zaznamenal také Folland et al. (2008), kteří zkoumali QF (nižší počet rychlých vláken než m. soleus) a zaznamenal také nárůst amplitudy, ale bez funkčních silových změn při extenzi kolene. Narozdíl od nich však existuje mnoho studií, které pozorují snížení amplitudy. Důležitým faktem je, že tyto studie zkoumaly změnu pasivního svalu, nikoliv aktivního při kontrakci. V jejím průběhu by mohly být změny jiné (Xenofondos et al., 2018).

Změna excitability motorického centra byla zkoumána také pomocí transkraniální magnetické stimulace se zvýšenými hodnotami MEP pasivního svalu, ale beze změny při aktivní kontrakci. Změna však nastala v oblasti H-reflexu, kdy došlo k jeho snížení, zřejmě v důsledku postaktivační deprese (Collins et al., 2017).

Vzhledem k rozporu výsledků studií a neprůkaznému efektu na svalovou sílu i při zvýšené EMG odpovědi nemůžeme považovat zvýšenou excitabilitu za průkaznou příčinu postaktivační potenciace (Blazevich & Babault, 2019).

2.3.3 Tuhost muscle tendon unit

Morfologie a základní informace o funkčnosti MTU jsou uvedeny v kapitole 2.1. Charakteristika šlacho-svalové jednotky. Její tuhost se výrazně odvíjí od nekontraktilních proteinů, kdy Edman a Josephson (2007) popsali, že 40 % času, než dosáhne sval poloviny izometrické síly se odvíjí právě od nekontraktilních proteinů, z čehož vyplývá, že zvýšení

tuhosti by mohlo výrazně ovlivnit finální sílu kontrakce. Dostupné studie však nepodporují výše zmíněný názor přímé závislosti tuhosti na svalové síle. Ačkoliv dojde ke zvýšení síly, tuhost samotné šlachy nebo aponeurózy zůstává nezměněna. Gago et al. (2014) testovali vliv 6 sekundové maximální izometrické kontrakce na Achillovu šlachu, která však zůstala nezměněna, zatímco síla produkovaná plantárními flexory vzrostla, proto je považován vliv tuhosti MTU na zvýšení síly jako neprůkazný (Blazevich a Babault, 2019). Na rozdíl od SS však nedochází ke snížení tuhosti. Což při porovnání těchto dvou metod upřednostňuje DS před SS. Tento nezměněný stav však nastává při pasivním svalu. Pokud se ale zaměříme na aktivní fázi, tedy kontrakční, zapojí se nám do ní potenciovaná svalová vlákna, díky čemuž se stává cela MTU pevnější a tužší při absorpci i produkci síly.

Uspořádání svalových a vazivových struktur je další možností, jak lze pomocí přechozí kontrakce ovlivnit sílu kontrakce následující. Nejeфекtivnější přenos sil nastává v případě, že je sval svým uložením v co nejmenším úhlu (penzačním úhlu) k úponové šlaše. Změna penzačního úhlu se může po maximální kontrakci snížit až o 12,5 %. Výsledkem může být navýšení následující kontrakce až o 1 %. Takovéto zvýšení nepotvrzují všechny studie, ale ve většině se shodují na změně penzačního úhlu, a to až 12 minut po svalové kontrakci (Mahlfeld et al., 2004).

Vliv na tuhost MTU může mít také zvýšené množství intracelulární vody způsobené zlepšeným prokrvením tkáně při DS. Množství krve a vody ve svalu jde pravděpodobně ruku v ruce s teplotou tkáně a tím dochází i k tlakovým změnám uvnitř svalu. Zvýšené množství vody neovlivňuje jen sval, ale také pojivovou tkáň a zprostředkovaně zvyšuje její tuhost, což může ovlivňovat výše zmíněný převodový poměr při rotaci svalových vláken v průběhu kontrakce. Tato změna dovolí svalovému vláknu rotovat dále od svého začátku, čímž se zkrátí čas svalové kontrakce. Současně se vytvoří větší longitudinální pasivní odpor za pomoci zvětšení své tloušťky radiálním směrem (Eng & Roberts, 2018).

2.3.4 Rychlost a rozsah stretchingu

Větší skupina studií jako například Behm et al. (2023) a Yamaguchi et al. (2007) se shodují na pozitivním vlivu DS na výkon a svalovou sílu. V popisu stretchingových protokolů je však popsán pouze časový interval stretchingu, ale vynechávají rychlost, intenzitu a velikost amplitudy pohybů.

Některé studie podporovaly rychlejší frekvenci DS z důvodu zvýšení srdeční frekvence a výraznějšího zahřátí svalů. Je však důležité, aby tyto pohyby byly kontrolované, přesné a nedocházelo ke zbytečné inhibici při následné aktivitě. Zároveň je důležité neprovádět

intenzivní DS příliš dlouho. Jeho intenzita může být tak náročná, že příliš unaví tělo před výkonem a není tak možné podat maximální výkon (Mizuno, 2022).

V minulosti se intenzitě a konkrétně rychlosti (frekvenci) DS, věnoval Fletcher et al., (2010), který porovnával rychle provedený stretching (100 protažení za minutu) a pomalu provedený stretching (50 protažení za minutu). Výsledek zjišťoval výškou výskoku a hovořil ve prospěch rychlejšího DS. Odůvodněním byla právě vyšší srdeční frekvence.

Současně novější studie zkoumající vliv rychlosti v kombinaci s amplitudou pohybu potvrzují, že vyšší frekvence (60 protažení za minutu) v normálním rozsahu (mimo extrémní pozice) zvyšuje svalovou sílu na rozdíl od pomalejších (30 protažení za minutu) a extrémních pohybů (Takeuchi et al., 2022). Právě PAP jsou považovány za hlavní faktor této změny u rychlého DS. Důvodem, proč rychlý stretching s maximální amplitudou nemá tento účinek může být vliv GTO, které jsou aktivovány v konečném rozsahu pohybu a mohou tak inhibovat excitabilitu motoneuronů (Guissard et al., 2001). Výrazná změna rozsahu pohybu nebyla pozorována, ačkoliv jiné studie pozitivní změnu rozsahu popisují a přičítají ji zvýšené toleranci na stretching (stretch tolerance). Podle autorů je však možné uvažovat, že interval 30 sekund nebyl dostatečný k vyvolání stretch tolerance efektu, jelikož ostatní studie využívají většinou delší interval.

2.3.5 Doba stretchingu

Stejně jako u SS je složité rozlišit vliv délky a intenzity stretchingu, nicméně se zdá, že závislost doby protažení a vyvolané změny, jsou u obou typů stretchingu podobné. Rozdílem je, že delší SS umocní negativní účinek, zatímco delší DS naopak účinek pozitivní (Behm & Chaouachi, 2011). Na základně dat z dynamometru popsali zmínění autoři zvýšení síly o $0.5 \% \pm 2.3$ při DS pod 90 sekund, zatímco při délce trvání přes 90 sekund došlo k navýšení o $7.3 \% \pm 5.3$.

Je ovšem třeba zmínit, že cílem DS je připravit tělo na výkon, a ne ho unavit. Ryan, et al. (2014) svým výzkumem popisuje, při DS trvajícím 6 minut nebo 12 minut dojde k téměř stejnému účinku na vertikální výskok a nedochází tak k dalšímu zlepšení. Naopak delší stretching (16 minut) vede ke zmíněné únavě, snížení potenciace a negativnímu vlivu na koncentrickou i excentrickou kontrakci (Costa et al., 2014).

2.4 Další varianty stretchingu

Pod pojmem stretching si běžně představíme aktivitu, kterou lze získat flexibilitu nebo rozsah pohybu v konkrétním kloubu. Dnes však známe více způsobů stretchingu, které se nepodílejí jen na flexibilitě, ale výrazně mohou ovlivnit sportovní výkon, výskok nebo rychlost

a produkované síly. Proto je třeba zvolit před aktivitou správný typ, délku a intenzitu, abychom sportovce nebo pacienta nevystavili ještě většímu riziku poranění, než před samotným stretchingem (Behm, 2018)

Za další varianty stretchingu můžeme považovat:

- Balistický stretching
- Proprioceptivně neuromuskulárně facilitační stretching (PNF)

2.4.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)

Zakladatelem PNF konceptu byl v polovině 19 století Dr. Herman Kabat. PNF stretching je primárně využíván v rehabilitaci u pacientů s neurologickým deficitem, nicméně dnes je populární i ve sportovním odvětví. Jak uvádí někteří autoři, PNF stretching by měl být využíván jako primární varianta pro zlepšení flexibility a rozsahu pohybu, jelikož využívá inhibičního principu. Je však důležité, aby ho prováděl terapeut se zkušenostmi, kterých ve sportovním prostředí není tolik. To může být hlavní příčinou, proč se s PNF setkáváme častěji v rehabilitaci, než ve sportovním prostředí (R. T. Nelson & Bandy, 2004).

Podle Alter (2004) popisujeme tři základní relaxační techniky:

Technika kontrakce–relaxace představuje pomalé protažení daného svalu do maximálního protažení s následnou izometrickou kontrakcí trvající 6–8 s a postupným pohybem dostáváme končetinu dále do nové bariéry. Principem této techniky je autogenní inhibice pomocí GTO. Tento proces opakujeme třikrát až čtyřikrát.

Technika výdrž-relaxace charakterizuje protažení konkrétního svalu a současnou kontrakci agonistů. Principem je reciproční inhibice protahovaného svalu.

Třetí technikou je kontrakce-relaxace-kontrakce agonisty, kdy se jedná o spojení dvou výše zmíněných technik. Pacienta dostaneme do maximálního rozsahu, provedeme izometrickou kontrakci, ale následně aktivujeme agonistické svaly.

2.4.2 Balistický stretching

Balistický stretching se skládá z rychle se opakujících pohybů, při kterých se sval dostává do maximálního protažení, odkud se švihem nebo odrazem dostává končetina zpět do pozice mimo maximální rozsah pohybu. Balistický stretching dostává segmenty těla za hranici normálního rozsahu pohybu, což je velmi diskutovaným tématem, zda se jedná o bezpečnou a účinnou metodu v porovnání s jinými variantami (Covert et al., 2010). Jednoduše si tento typ lze představit jako silové kmitání za rozsah pohybu. Právě pohyb za fyziologickou bariéru pomáhá v rozvoji flexibility (Alter, 2004), ale může zároveň způsobovat mikrotraumata svalových vláken a potenciálně zvyšovat riziko poranění (Page, 2012). Z toho důvodu není

doporučován pro běžný warm-up a maximálně opatrní by měli být pacienti a sportovci s historií zranění protahované partie.

2.5 Svalová kontrakce

Pohyb lidského těla je stav, kdy součet všech vnitřních produkovaných sil je větší, než součet sil, kterými na něj působí okolí. Tyto síly jsou usměřňovány pomocí svalových kontrakcí, díky kterým jsme schopni se stabilizovat v prostoru pomocí izometrické kontrakce, produkovat pohyb pomocí koncentrické kontrakce anebo pohyb brzdit kontrakcí excentrickou (Janura, 2003).

2.5.1 Excentrická kontrakce

Zjednodušeně excentrickou kontrakci charakterizujeme jako negativní práci svalu, kdy síla působící na daný sval je větší, než síla svalem produkovaná. Dochází tedy ke svalovému prodloužení. V lidském těle je excentrická kontrakce uplatňována při jakémkoliv pohybu, jelikož každý pohyb, který provedeme, je třeba na svém konci zastavit a vrátit zpět do výchozí polohy. Právě tato brzdící fáze pohybu je nazývána excentrická.

V porovnání excentrické kontrakce s koncentrickou a izometrickou je ta excentrická čtyřikrát méně náročná co se týče energetické a metabolické náročnosti. Současně je také charakteristická nižší spotřebou kyslíku (Meyer et al., 2003), kardiorepirační náročností a hemodynamickou odpovědí organismu, než při koncentrické kontrakci. Tento fakt vyplývá z mnoha faktorů, z nichž jedním může být nižší počet zapojených motoneuronů a motorických jednotek, což je viditelné při EMG záznamu, kdy nejvyšší amplitudy nedosahují hodnot jako při koncentrické či izometrické (Hoppeler, 2016).

Terapeutické využití nachází excentrická kontrakce v mnoha odvětvích lékařství, ať už ve sportu a rehabilitaci s cílem posílení šlach a svalů, nebo při metabolických onemocnění jako je například diabetes mellitus. Všeobecně známým faktem je kladný efekt pohybu a cvičení na inzulinovou rezistenci. Studie poukazují na větší význam právě EXC na svalovou sílu, inzulinovou senzitivitu a lipidový profil v porovnání s koncentrickou kontrakcí (Cheung et al., 2003). Obecně pohyb a provádění jakékoliv kontrakce zvyšuje inzulinovou senzitivitu až 16 hodin po fyzické aktivitě, snižuje hodnoty glukózy v krvi o 40% rychleji, tento stav trvá až 2 hodiny po aktivitě (Mishra, 2013)

2.5.1.1 Delayed onset muscle soreness (DOMS)

Sportovci všech výkonnostních úrovní, od začátečníků až po experty, často pociťují opožděný nástup svalové bolesti neboli DOMS, typické hlavně po aktivitách s vyšším množstvím excentrických kontrakcí nebo při novém pohybu. Příznaky se mohou pohybovat od

malé bolestivosti svalů až po nesnesitelnou bolest, která ztěžuje fungování. Přestože je DOMS poměrně častý, jeho příčiny, dostupná léčba a dopad na sportovní výkon nejsou dosud známy. Vrcholné období DOMS nastává na začátku tréninkového nebo rehabilitačního období, nejčastěji 12-24 hodin po aktivitě, na kterou nejsou sportovci či pacienti dostatečně adaptováni (Cheung et al., 2003).

Ačkoli je excentrická kontrakce méně náročná metabolicky, poškození svalových vláken a myofibril je výrazně vyšší. Jednou z teorií je poškození sarkomer a svalových vláken při nehomogenitě protažení, kdy právě nejslabší sarkomery odolávají síle nejméně a dochází u nich tak k největšímu poškození. Děje se tak i proto, že se dostávají za svou fyziologickou bariéru nejdříve, zatímco silnější vlákna vydrží kompaktní při větší síle. Tato fáze mechanického porušení se nazývá jako primární a odráží, jak moc byl daný sval poškozen (Lieber & Friden, 1993). Primární fáze iniciuje fázi sekundární, která je charakterizována ztrátou homeostázy kalcia a lokální zánětlivou reakcí zjištěnou z hodnot kreatinkinázy. Zvýšení hodnot kalcia je zřejmý následek poškození membrány myofibril a v nich umístěných vápenatých kanálků, které se účastní procesu svalové kontrakce, respektive umožňují navázání aktinu a myozinu (Proske & Morgan, 1999). Novější studie však diskutují nutnost mechanického poškození myofibril, naopak poukazují na důležitost bradykininu, který je typický pro excentrickou kontrakci. Bradykinin upreguluje hodnoty nervového růstového hormonu, který je odpovědný za svalovou hyperalgesii způsobenou drážděním nociceptorů nebo extracelulární matrix (Nie et al., 2009). I proto některé studie popírají nutnou přítomnost mikroruptur na úrovni sarkomer a naopak přisuzují zvýšenou bolestivost zánětlivé reakci v extracelulární tkáni (Peake et al., 2017).

Protahování po cvičení, často označované jako cool-down strečink, se běžně doporučuje za účelem snížení svalové hyperalgesie, nicméně celkově shromážděné informace nepodporují pozitivní, ani negativní vliv statického stretchingu na tuto bolestivost (Afonso et al., 2021). Jednou z účinných metod proti DOMS může být dynamický stretching, jelikož analgetické účinky cvičení a vzestup tělesné teploty bolestivost subjektivně sníží. Tento efekt je však krátkodobý a po vstřebání tělu přirozených opioidů a poklesu tělesné teploty se citlivost vrátí (Cheung et al., 2003). Podle Connolly et al. (2003) dokonce není žádný vědecky podložený přístup na ovlivnění DOMS.

2.5.2 Koncentrická kontrakce

Při koncentrické kontrakci dochází ke zkrácení svalu, a naopak k rozšíření příčného průřezu. Na rozdíl od excentrické kontrakce se při ní aktin a myozin zasouvají do sebe, čímž

sval překonává sílu působící na něj zvenčí a dochází k menší produkci maximální síly při větší energetické náročnosti, a to až o 25 % (Lastayo et. al., 1999).

2.5.3 Izometrická kontrakce

Slovo IZO znamená v překladu beze změny. Metrická zase popisuje svalovou délku. V kombinaci tedy definují svalovou činnost, která při své práci produkuje stejnou sílu, jakou na něj působí a nedochází tedy k jeho zkrácení nebo prodloužení. Izometrickou kontrakci využíváme při držení jakéhokoliv předmětu ve statické poloze, zaujetím konkrétní polohy, ale jsou také součástí všech dynamických pohybů. Jejich složka je jednak stabilizující, tak i preaktivací. Příkladem preaktivace může být sprinter v blocích, izometricky aktivuje svaly dolních končetin několik setin vteřiny předtím, než provede první kroky. V rehabilitaci se uplatňuje hlavně v raných fázích z důvodu nižšího rizika poranění. Dále ale také ve specifických polohách kloubů, ve kterých je jejich zapojení a svalová síla nižší než v průběhu celého pohybu (Rio et al., 2017).

3. Cíl diplomové práce

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnat vliv statického a dynamického stretchingu na parametr maximální svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu při koncentrické, excentrické a izometrické kontrakci u pravidelně trénujících semiprofesionálních fotbalistů v porovnání s kontrolním měřením bez stretchingu.

3.1 Vědecké otázky a hypotézy

V návaznosti na stanovený cíl diplomové práce byly sestaveny následující výzkumné otázky.

Vědecká otázka 1

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀1: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

H₀2: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

Vědecká otázka 2

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀3: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

H₀4: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

Vědecká otázka 3

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀5: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

H₀6: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

Vědecká otázka 4

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀7: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

H₀8: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- a) Statickém stretchingu
- b) Dynamickém stretchingu

Vědecká otázka 5

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀9: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- a) Statického stretchingu
- b) Dynamického stretchingu

Vědecká otázka 6

Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?

H₀10: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- a) Statického stretchingu
- b) Dynamického stretchingu

4. Metodika

4.1 Charakterizace výzkumné skupiny

Výzkumný soubor tvořilo patnáct ($n=17$) fotbalistů hrajících třetí a čtvrtou nejvyšší fotbalovou ligu na území České republiky ve věku $26,7 \pm 3,2$ let, s tělesnou výškou $179 \pm 6,5$ cm a tělesnou hmotností $84,5 \pm 12,5$ kg. Kritériem pro zařazení probandů do studie byla aktivní participace v tréninkovém procesu u minimálně semiprofesionálního týmu. Exklusivní důvody pro nezařazení do studie byly následující a) limitující bolest v průběhu testování b) poranění nebo nemoc v době trvání výzkumu ($n=1$) c) ruptury, parciální ruptury měkkých tkání nebo bolest v oblasti kyčelního kloubu, stehenní oblasti nebo kolenního kloubu d) operace a fraktury v oblasti kyčelního kloubu, stehenní oblasti a kolenního kloubu e) neuskutečnění měření v daném čase. Probandi byli instruováni a požádáni, aby 24 hodin před testováním neabsolvovali silový trénink, ani vysoko intenzivní trénink (nad 85 % TF_{max}). Probandi byli seznámeni s protokolem a metodikou studie, souhlasili s dobrovolnou účastí a následným použitím dat pro výzkumné účely.

4.2 Design studie

Celkový průběh studie byl rozdělený do tří po sobě následujících týdnů, ve kterých probandi absolvovali tři měření na izokinetickém dynamometru, která byla zaměřena na svalovou sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu, a to při koncentrické, excentrické a izometrické kontrakci. Doba mezi jednotlivými měřeními byla vždy 7 dní proto, aby se předešlo ovlivnění výsledků svalovou únavou, zejména kvůli excentrickým kontrakcím.

Probandi dorazili vždy 15 minut před samotným měřením. Randomizovanou formou výběru si vylosovali druh stretchingu, který v daný den prováděli. Samotnému stretchingu vždy předcházelo pětiminutové zahřátí na ergometru, s individuálně nastavenou intenzitou 1,5W/kg. Formou randomizovaného výběru si proband vybral stretching statický, dynamický nebo žádný. Všechny cviky byly vybrány tak, aby se co nejvíce podobala jejich statická a dynamická forma, ale současně byly realizovatelné v běžném životě

Statický stretching

Protokol statického stretchingu se skládal ze dvou cviků zaměřených na flexorovou a extenzorovou svalovou skupinu. Standing quadriceps femoris stretch (extenzorová skupina) viz. příloha 1, byl prováděn po dobu 20 sekund, po kterém následovala 10 sekund pauza a tento proces se opakoval celkem čtyřikrát. Následovala pauza 30 sekund, ve které proband změnil

cvik na supine hamstring stretch (flexorová skupina), viz. příloha 1, a provedl ho se stejnými časovými intervaly (Sekir, 2016). Intenzita stretchingu byla nastavena na 100 % POD, tedy běžný středně velký tah.

Dynamický stretching

Konkrétní cviky pro dynamický stretching byly záměrně vybrány tak, aby svým provedením co nejvíce imitovaly cviky ze stretchingu statického a současně byly aplikovatelné do běžného života. Prvním cvikem bylo zakopávání pat k hýždím ve stoje (extenzorová skupina) viz. příloha 2. Proband provedl pět opakování na 50 % svého maxima, po kterém následovalo 15 opakování na 100 % vlastního maxima. Touto formou jsem se snažil maximálně eliminovat riziko poranění, jelikož pohyby byly vykonávány s co možná nejvyšší rychlostí. Zakopávání provedl proband celkem čtyřikrát s dvacetisekundovou pauzou mezi sériemi. Druhým cvikem na flexorovou skupinu bylo dynamické protažení v leže na zádech, viz. příloha 2, při kterém prováděl proband opakovaně maximální extenze bérce, kdy výchozí poloha byla 90° flexe v kyčelním kloubu a maximální flexe v kolenním kloubu. Stejně jako u předchozího cviku bylo 5 opakování na 50 % maxima a 15 opakování na 100 % maxi s 20 sekundovou pauzou mezi sériemi. Stejně jako u zakopávání prováděli probandi pohyb v maximální možné rychlosti.

„NO“ stretching

Parametr maximální svalové síly měřený bez stretchingu sloužil jako kontrolní hodnota, se kterou se porovnávaly naměřené hodnoty po statickém a dynamickém stretchingu. Probandi provedli běžné zahřátí, ale místo protahovací jednotky zůstali 3 minuty ve stoje a 3 minuty v leže tak, aby tato situace co nejlépe imitovala protahovací jednotky.

4.3 Metodika sběru dat

Celý výzkum probíhal v druhé polovině podzimní části sezony 2023 s dobou trvání tří týdnů. Z důvodu náročného programu nebyli probandi testováni vždy ve stejný den, proto samotné měření trvalo 8 týdnů. Realizace výzkumu a testování proběhlo v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Přístroje a metodika testování

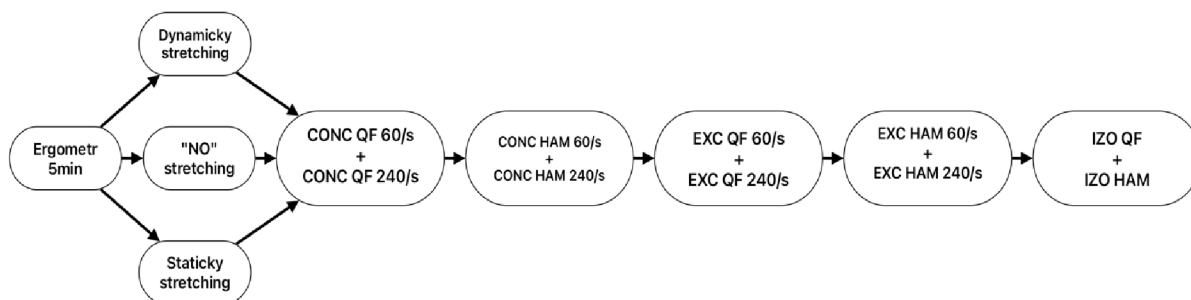
Výzkum proběhl formou unilaterálního testování izotonické a izokinetické svalové síly v sedě se sklonem lehátka 75 stupňů. Testovaná dolní končetina byla vybrána dle preference kopu do míče, při kterém 15 probandů označilo pravou dolní končetinu a 2 levou dolní končetinu. Měření bylo provedeno za pomoci izokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). Jak uvádí (Dirnberger et al., 2012) reliabilita toho přístroje je pro měření maximálního momentu svalové síly flexorů a extenzorů kolenního

kloubu u aktivně sportujících probandů vysoká. Při testování se nacházel kyčelní kloub zhruba ve 100° flexi. Ramenní kloub a celý trup byl stabilizován v předozadním a kraniokaudálním směru. Dále byli stabilizováni za pomoci pásu v oblasti pupku, stehna nad kolenem a k rameni dynamometru na distálním bérce tak, že spodní část ramene byla umístěna zhruba 2 cm nad laterálním kotníkem. Pro zvýšení stability se hráči drželi madel, nacházejících se vedle sedadla. Osa otáčení dynamometru probíhala středem osy otáčení kolenního kloubu (laterální kondyl femuru), jak je vidět v příloze 3. Kompletní informace o poloze sedadla byla uložena v paměti dynamometru a při dalším testování nastavena do totožné pozice. Před každým měřením došlo k tzv. gravitační zkoušce v průběhu které došlo k odečtení samotné váhy končetiny z výsledných sil a nedocházelo tak ke zkreslení výsledků.

Izotonické testování svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu předcházelo izotonickému a probíhalo v rozsahu od 10° do 90° flexe kolenního kloubu. Testována byla jako první koncentrická síla při úhlové rychlosti 60°/s a 240°/s, a následně síla excentrická také při úhlových rychlostech 60°/s a 240°/s. Měřené byly vždy série tří pokusů, ze kterých byl vybrán ten s nejvyšší hodnotou. Každému izotonickému testu předcházely 3 submaximální pokusy na 50 %, 70 % a 90 % maximální síly. Tyto submaximální pokusy simulovaly specifické rozcvičení z běžného tréninku, sloužily k motorickému seznámení s testem a k dosažení maximálního momentu svalové síly. Mezi každým pokusem byla vždy zařazena pauza 30 sekund a mezi každou sérií pauza 60 sekund.

Pro izometrické testování svalové síly byly zvoleny úhly 30° kolenní flexe pro flexorovou skupinu (HAM) a 65° pro extenzorovou skupinu (QF). Podle (Knapik et al., 1983) je nejčastěji dosahováno v těchto úhlech maximálního momentu svalové síly. Každá svalová skupina byla testována dvěma pokusy trvajících 6 sekund, kterým předcházely 2-3 testovací pokusy se subjektivně stoupající intenzitou. Mezi jednotlivými pokusy a sériemi byla na rozdíl od izokinetické kontrakce vložena pauza 60 sekund z důvodu větší náročnosti.

Po slovním zahájení pokusu provedl proband co možná nejsilnější a nejrychleji flexi nebo extenzi kolenního kloubu a snažil se ji držet po celou dráhu pohybu. V průběhu testování byli slovně povzbuzováni, podávány informace o právě proběhlém pokusu a na monitoru dynamometru před sebou viděli vizuální feedback momentu svalové síly v grafické i číselné podobě za pomoci integrovaného softwaru IsoMed 2000 V.SP3 I30. Pro následnou analýzu a zpracování dat byl využit externí software Isomed Analyzer V. 1.0.5 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany).



Obrázek 4 Schéma struktury studie

4.4 Statistické zpracování dat

Data, která jsem získal v průběhu všech tří měření, byla přepsána do tabulky Microsoft Office Excel. Ze všech nasbíraných dat byla nejprve vypsána základní deskriptivní statistika pro každý typ stretchingu při konkrétní kontrakci a angulární rychlosti. Rozložení dat v rámci výsledků bylo testováno pomocí Shapirova-Wilcova testu s výsledkem nenormálového rozložení. Tento výsledek rozložení byl současně podpořen nedostatečně širokým vzorkem probandů. Vzhledem k porovnání dvou závislých hodnot u jednoho subjektu, byla statistická významnost testována pomocí Wilcoxonova testu. Pro číselné a grafické znázornění všech tří hodnot byla využita Friedmanova ANOVA. Hladina statistické významnosti byla u všech měřených hodnot stanovena na 5 %. Při hodnotě statistické významnosti $p < 0,05$ popisuje výsledek jako statisticky významný.

Statistické zpracování dat proběhlo v programu STATISTICA.

5. Výsledky

Pro statistické zpracování výsledků byly základními hodnotami data po NO jednotce v porovnání s hodnotami po SS a DS od 17 probandů. Zpracovaná deskriptivní statistika pro konkrétní svalovou skupinu, typ a rychlost kontrakce je rozdělena podle vědeckých otázek a znázorněna v přílohách 3-7. Pro grafické znázornění jsou data viditelná v přílohách 8-16, kde jsou rozdělena zvlášť pro jednotlivé hypotézy.

5.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka č. 1: „Existuje *statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?*“, která byla zkoumána ve dvou hypotézách (H_{01} – H_{02}).

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální koncentrickou svalovou sílu quadricepsu femoris při angulární rychlosti 60°/s a 240°/s.

5.1.1 Statistické zhodnocení hypotéz

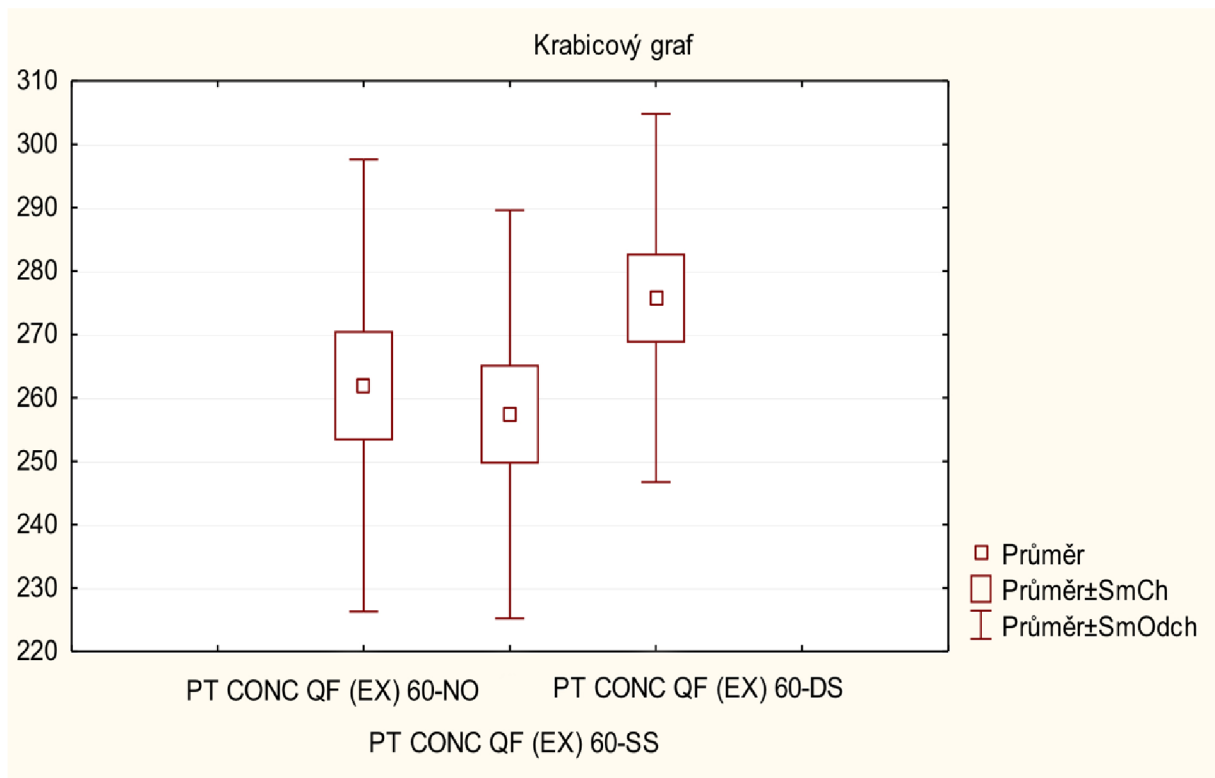
Hypotéza H_{01} : „*Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření (NO) a po stretchingu, konkrétně:*

- a) *Statickém stretchingu (SS)*“: **není možné zamítnout**
- b) *Dynamickém stretchingu (DS)*“: **zamítáme**

Tabulka 2 Porovnání PT koncentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 60°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT CONC QF (EX) 60 - NO & PT CONC QF (EX) 60 - SS	0,201205	-1,73 %
PT CONC QF (EX) 60 - NO & PT CONC QF (EX) 60-DS	0,002708	+5,27 %

Legenda: PT CONC QF (EX) 60 -peak torque koncentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching,



Graf 1 Porovnání maximální koncentrické svalové síly QF při rychlosti 60°/s

Legenda: PT CONC QF (EX) 60 -peak torque koncentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

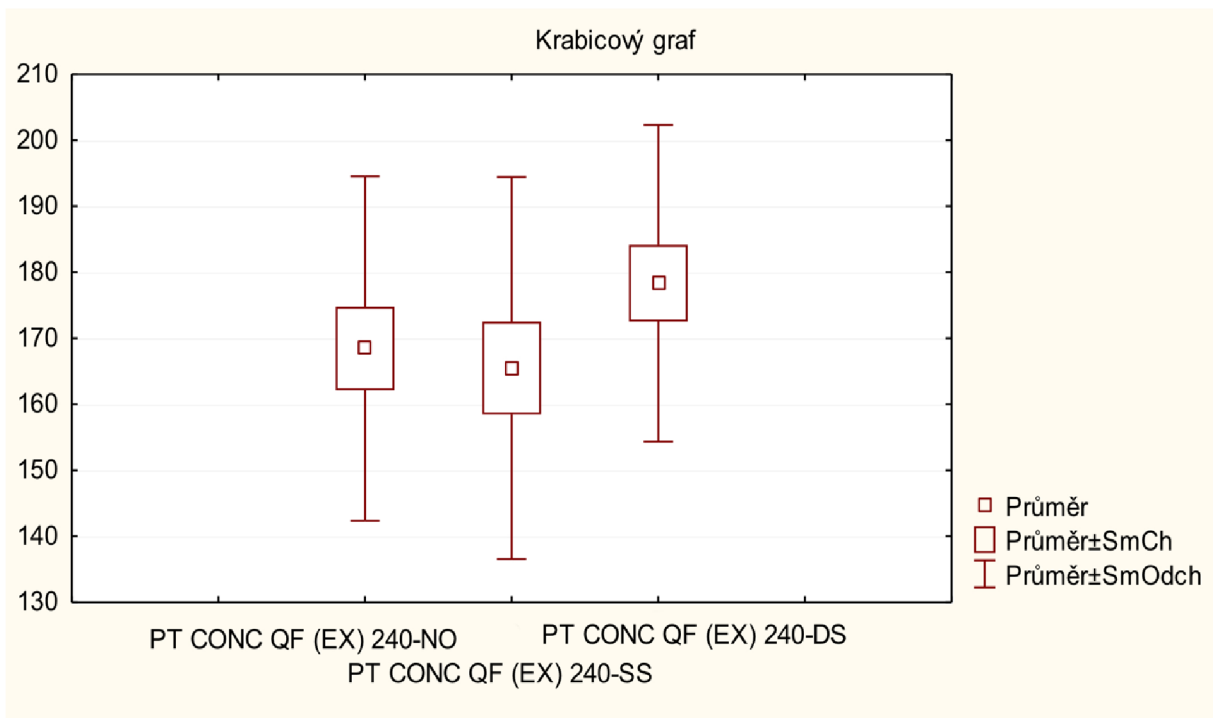
Hypotéza H₀₂: „Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření (NO240) a po stretchingu, konkrétně:

- Statickém stretchingu (SS) “: **není možné zamítnout**
- Dynamickém stretchingu (DS) “: **zamítáme**

Tabulka 3 Porovnání PT koncentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 240°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT CONC QF (EX) 240-NO & PT CONC QF (EX) 240-SS	0,736790	-1,76 %
PT CONC QF (EX) 240-NO & PT CONC QF (EX) 240-DS	0,041798	+ 5,86 %

Legenda: PT CONC QF (EX) 240 -peak torque koncentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 2 Porovnání maximální koncentrické svalové síly QF při rychlosti 240°/s

Legenda: PT CONC QF (EX) 240 - peak torque koncentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

5.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2: „Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?“, která byla zkoumána ve dvou hypotézách (H₀₃ – H₀₄).

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální excentrickou svalovou sílu quadricepsu femoris při angulární rychlosti 60°/s a 240°/s.

5.2.1 Statistické zhodnocení hypotéz

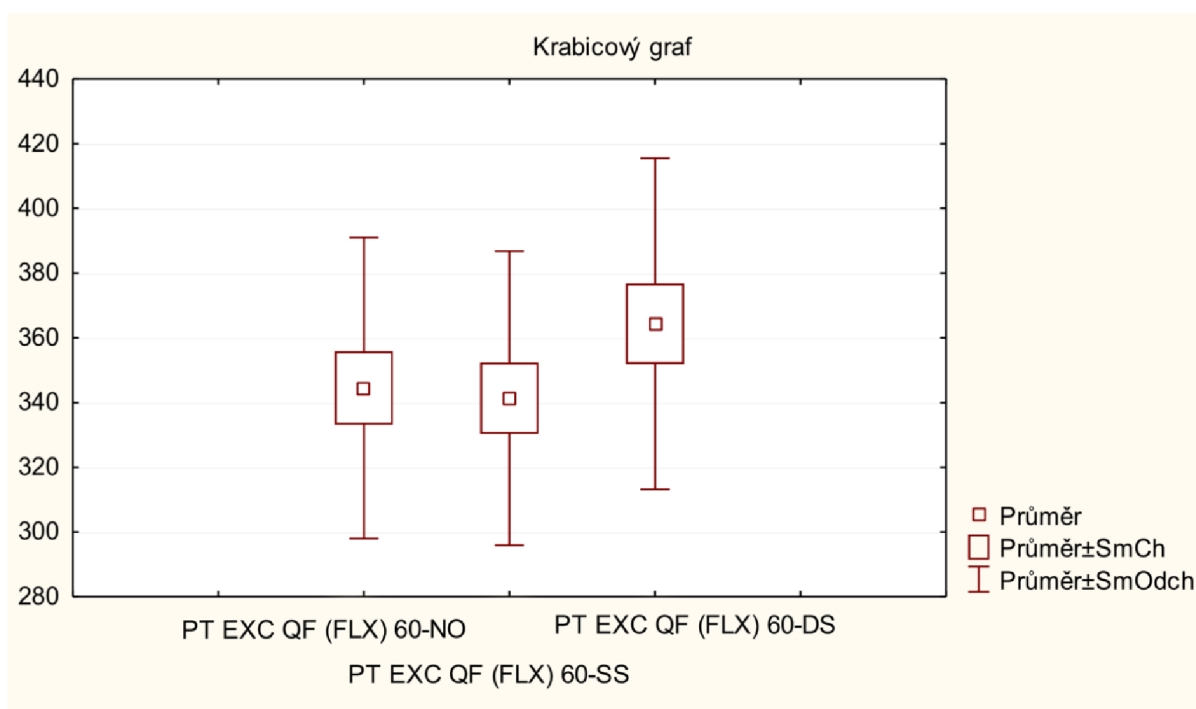
Hypotéza H₀₃: „Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- a) *Statickém stretchingu*“: **nelze zamítnout**
- b) *Dynamickém stretchingu*“: **zamítáme**

Tabulka 4 Porovnání PT excentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 60°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT EXC QF (FLX) 60 - SS & PT EXC QF (FLX) 60 - NO	0,407435	-0,91 %
PT EXC QF (FLX) 60 - NO & PT EXC QF (FLX) 60 - DS	0,000599	+ 5,78 %

Legenda: PT EXC QF (FLX) 60 - peak torque excentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 3 Porovnání maximální excentrické svalové síly QF při rychlosti 60°/s

Legenda: PT EXC QF (FLX) 60 - peak torque excentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

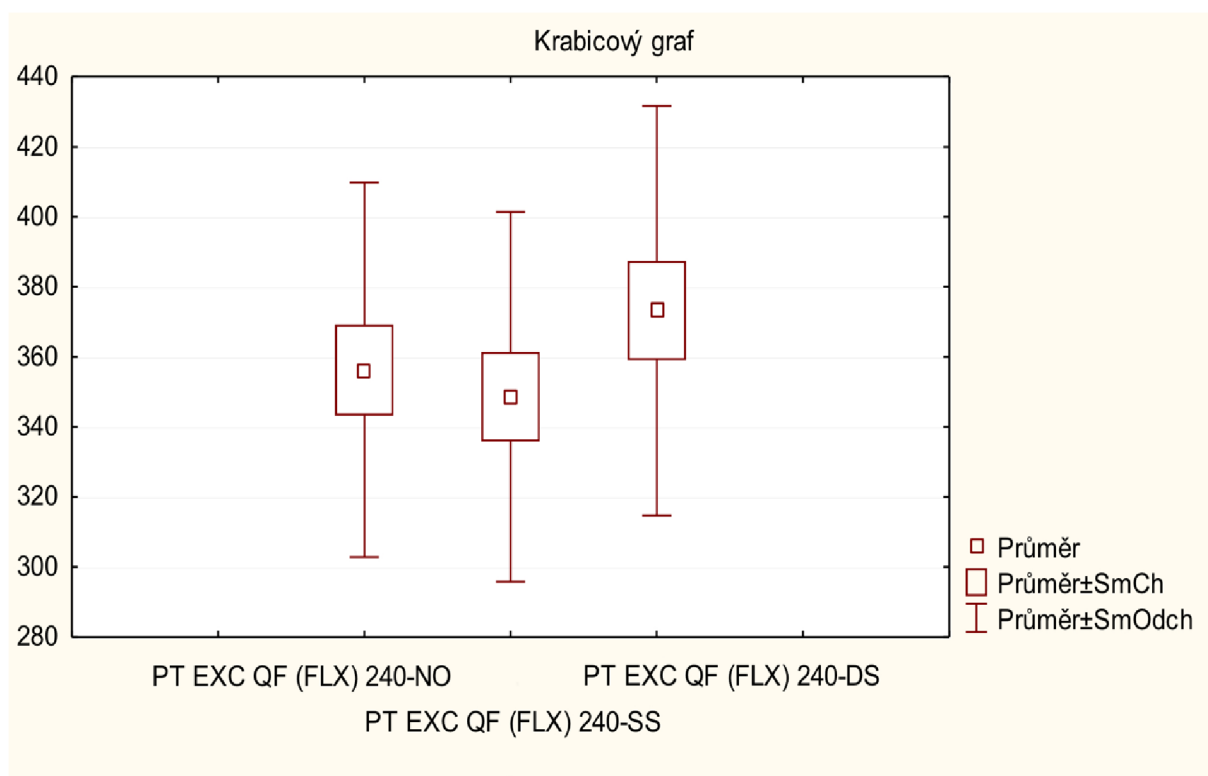
Hypotéza H₀₄: „Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:

- Statickém stretchingu“: **nelze zamítnout**
- Dynamickém stretchingu“: **zamítáme**

Tabulka 5 Porovnání PT excentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 240°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT EXC QF (FLX) 240 - SS & PT EXC QF (FLX) 240 - NO	0,097554	-2,14 %
PT EXC QF (FLX) 240 - NO & PT EXC QF (FLX) 240 - DS	0,031250	+4,75 %

Legenda: PT EXC QF (FLX) 60 - peak torque excentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 4 Porovnání maximální excentrické svalové síly QF při rychlosti 240°/s

Legenda: PT EXC QF (FLX) 240 - peak torque excentrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

5.3 Výsledky k vědecká otázka 3

Vědecká otázka č. 5: „Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?“, která byla zkoumána ve dvou hypotézách (H_05 – H_06).

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální koncentrickou svalovou sílu hamstringů při angulární rychlosti 60°/s a 240°/s.

5.3.1 Statistické zhodnocení hypotéz

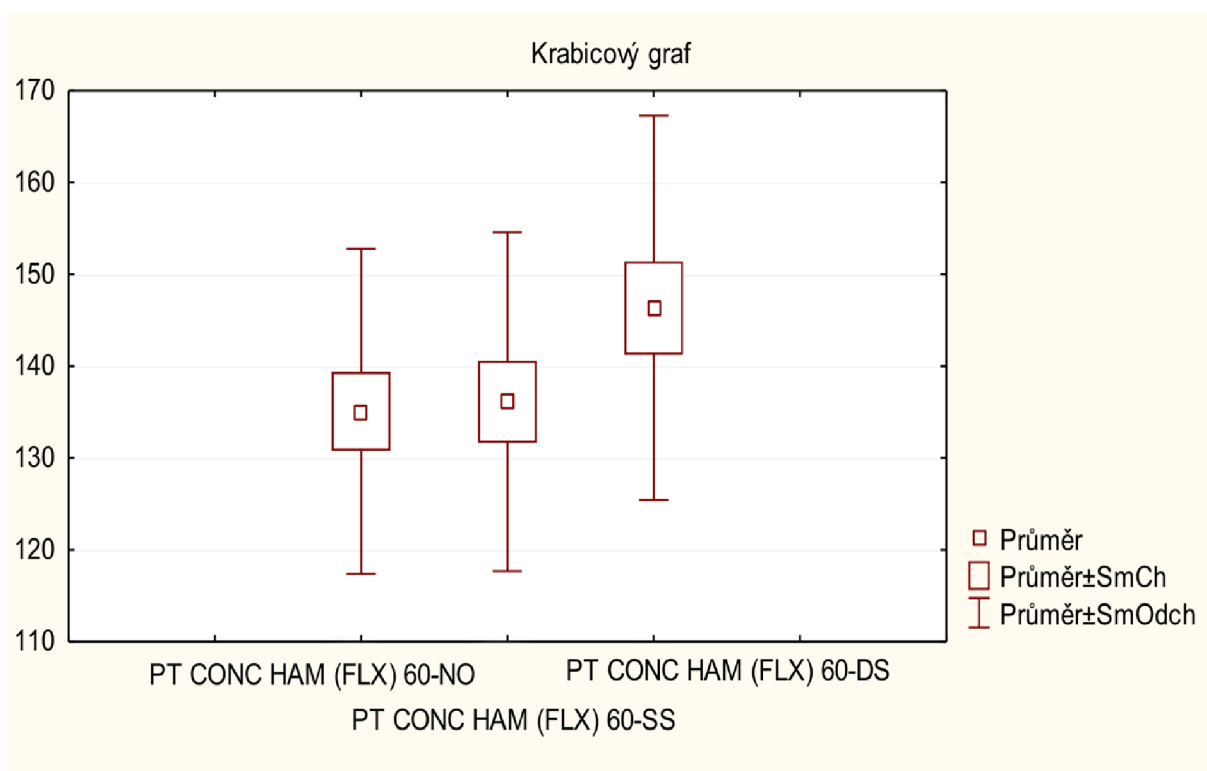
Hypotéza H₀₅: „*Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:*

- a) *Statickém stretchingu“: nelze zamítnout*
- b) *Dynamicckém stretchingu“: zamítáme*

Tabulka 6 Porovnání PT koncentrické kontrakce flexorů při rychlosti 60°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT CONC HAM (FLX) 60 - SS & PT CONC HAM (FLX) 60 - NO	0,758313	+ 0,78 %
PT CONC HAM (FLX) 60 - NO & PT CONC HAM (FLX) 60 - DS	0,000713	+ 8,33 %

Legenda: PT CONC QF (FLX) 60 - peak torque koncentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 5 Porovnání maximální koncentrické svalové síly HAM při rychlosti 60°/s

Legenda: PT CONC HAM (FLX) 60 - peak torque koncentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

Hypotéza H₀₆: „*Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou koncentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně:*

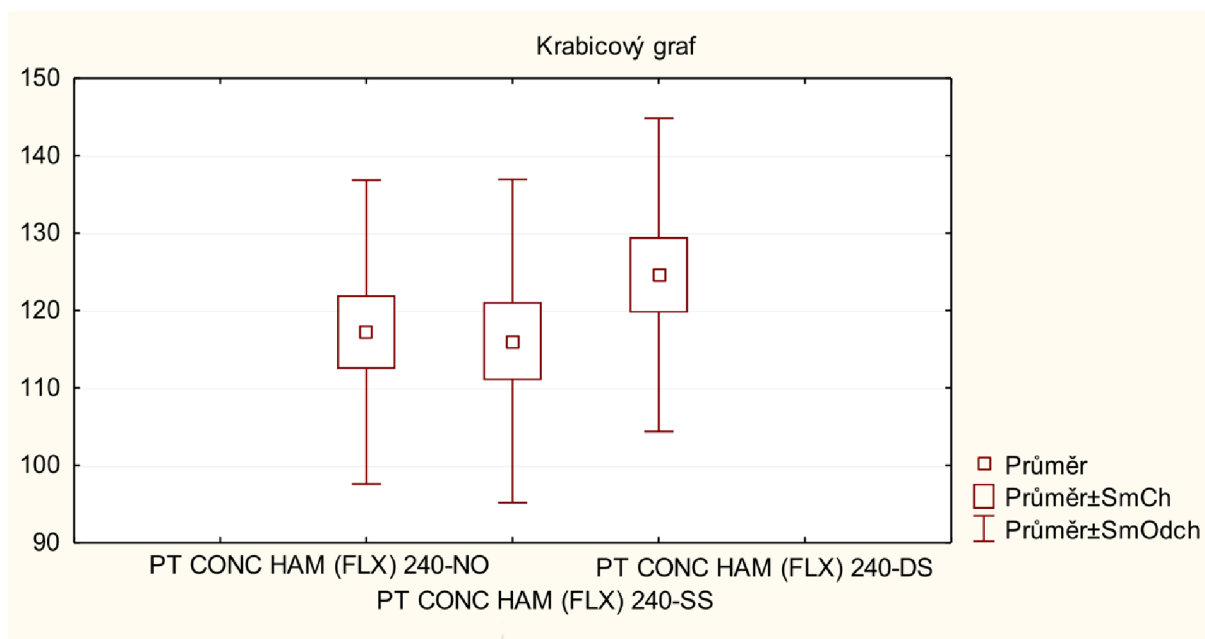
a) *Statickém stretchingu“: nelze zamítnout*

b) *Dynamickém stretchingu“: nelze zamítnout*

Tabulka 7 Porovnání PT koncentrické kontrakce flexorů při rychlosti 240°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT CONC HAM (FLX) 240 - SS & PT CONC HAM (FLX) 240 - NO	0,758313	- 0,99 %
PT CONC HAM (FLX) 240 - NO & PT CONC HAM (FLX) 240 - DS	0,055214	+ 6,29 %

Legenda: PT CONC QF (FLX) 60 - peak torque koncentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 6 Porovnání maximální koncentrické svalové síly HAM při rychlosti 240°/s

Legenda: PT CONC HAM (FLX) 240 - peak torque koncentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnná hodnota

5.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

Vědecká otázka č.4: „*Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?*“, která byla zkoumána ve dvou hypotézách (H₀₇ – H₀₈).

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální excentrickou svalovou sílu hamstringů při angulární rychlosti 60°/s a 240°/s.

5.4.1 Statistické zhodnocení hypotéz

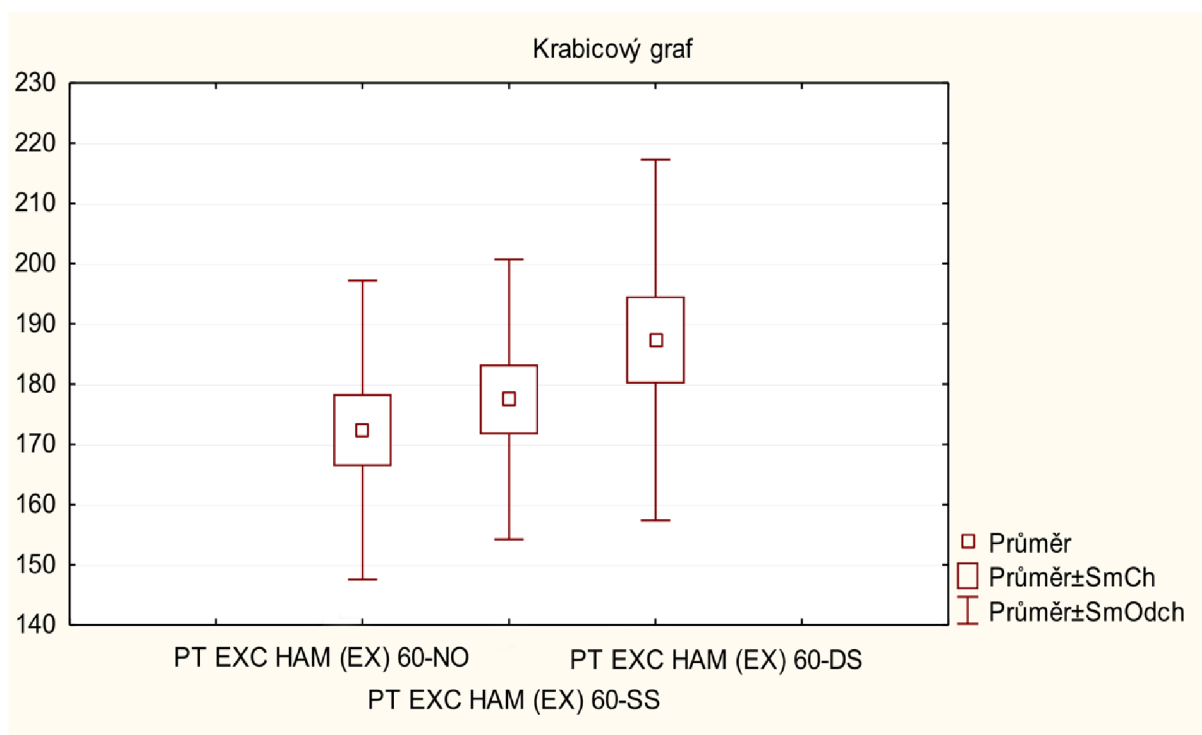
Hypotéza H₀₇: „*Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:*

- a) *Statickém stretchingu*“: **nelze zamítnout**
- b) *Dynamickém stretchingu*“: **zamítáme**

Tabulka 8 Porovnání PT excentrické kontrakce flexorů při rychlosti 60°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT EXC HAM (EX) 60 - NO & PT EXC HAM (EX) 60 - SS	0,192986	+ 3,13 %
PT EXC HAM (EX) 60 - NO & PT EXC HAM (EX) 60 - DS	0,001397	+ 8,69 %

Legenda: PT EXC HAM (EX) 60 - peak torque excentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 7 Porovnání maximální excentrickou svalové síly HAM při rychlosti 60°/s

Legenda: PT EXC HAM (EX) 240 - peak torque excentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

Hypotéza H₀₈: „*Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou excentrické svalové síly flexorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:*

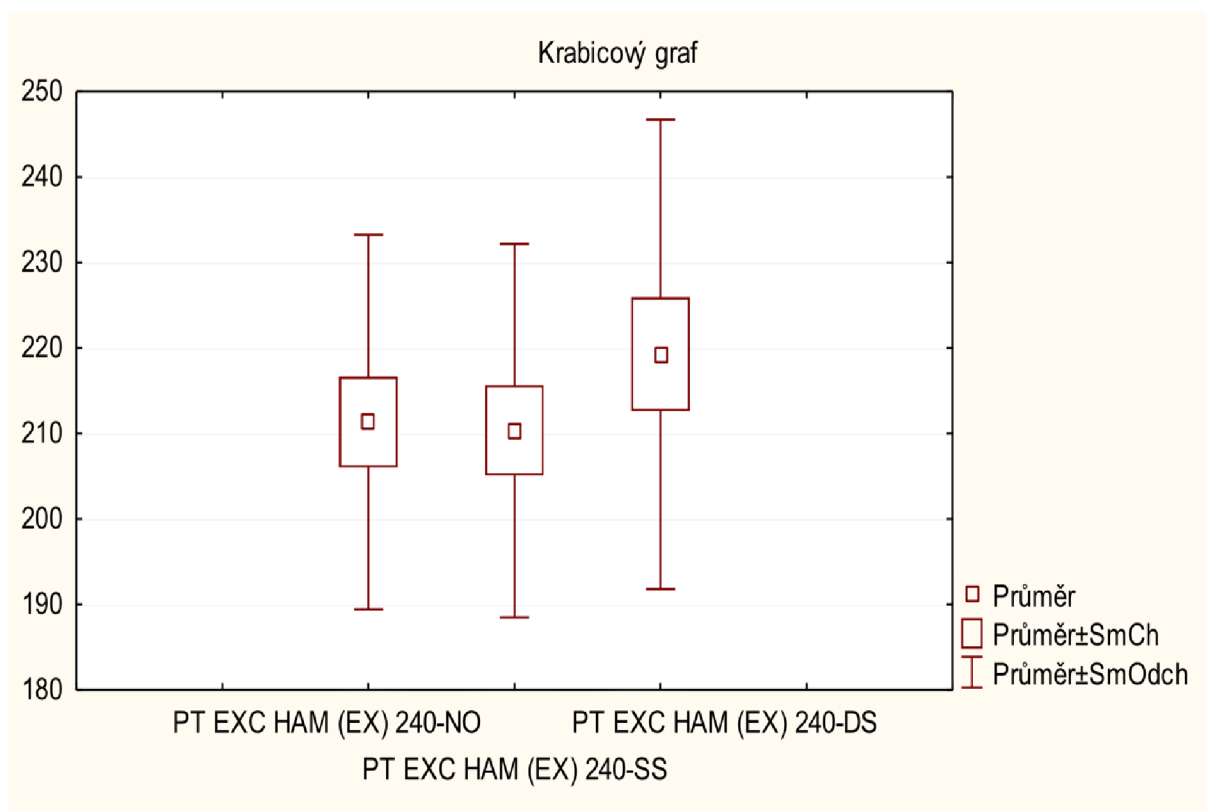
a) *Statickém stretchingu“: nelze zamítnout*

b) *Dynamickém stretchingu“: zamítáme*

Tabulka 9 Porovnání PT excentrické kontrakce flexorů při rychlosti 240°/s

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
PT EXC HAM (EX) 240 - NO & PT EXC HAM (EX) 240 - SS	0,722563	-0,46 %
PT EXC HAM (EX) 240 - NO & PT EXC HAM (EX) 240 - DS	0,019118	+3,76 %

Legenda: PT EXC HAM (EX) 60 - peak torque excentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 8 Porovnání maximální excentrickou svalové síly HAM při rychlosti 240°/s

Legenda: PT EXC HAM (EX) 240 - peak torque excentrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

5.5 Výsledky k vědecké otázce č. 5

Vědecká otázka č. 5: „Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?“, která byla zkoumána v jedné hypotéze (H₀₉)

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální izometrickou svalovou sílu quadricepsu femoris v 65°.

5.5.1 Statistické zhodnocení hypotéz

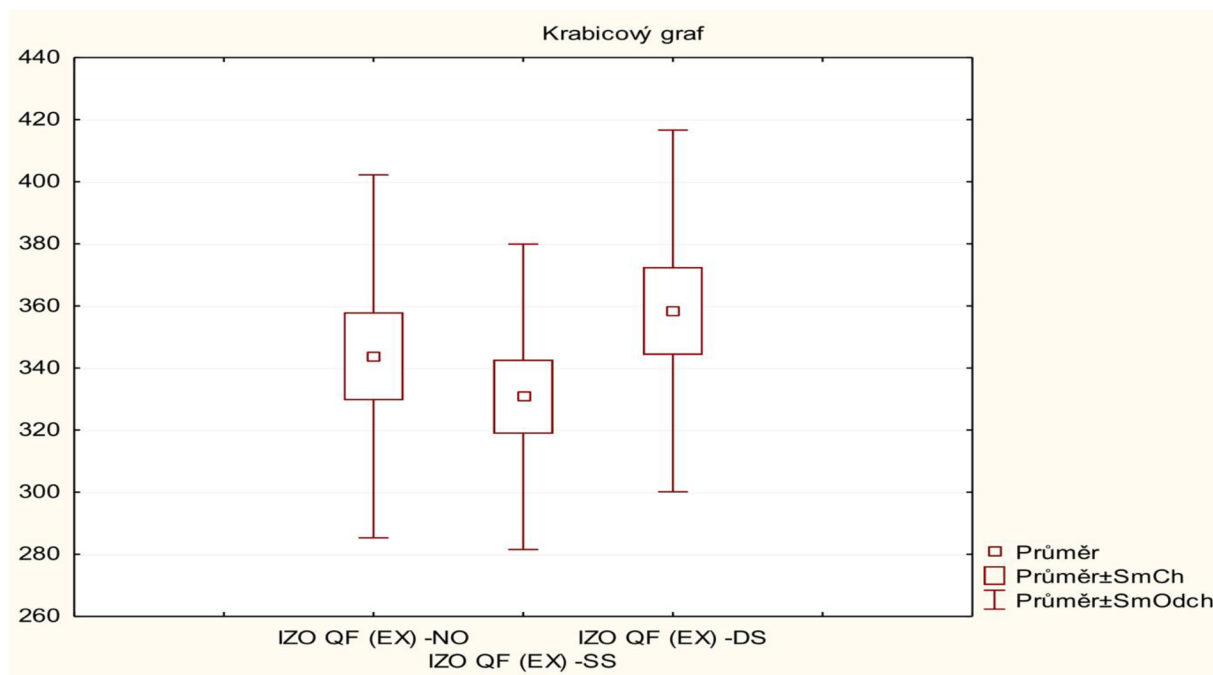
Hypotéza H₀₉: „Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- a) *Statického stretchingu*: **zamítáme**
- b) *Dynamického stretchingu*: **zamítáme**

Tabulka 10 Porovnání PT izometrické kontrakce extenzorů při v 65° kolenní flexi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
IZO QF (EX) - NO & IZO QF(EX) - SS	0,024541	-3,80 %
IZO QF (EX) - NO & IZO QF (EX) - DS	0,004184	+4,25 %

Legenda: PT IZO QF (EX) 60 - peak torque izometrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 9 Porovnání maximální izometrické svalové síly QF v 65° kolenní flexi

Legenda: PT IZO QF (EX) - peak torque izometrické kontrakce quadricepsu femoris, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

5.6 Výsledky k vědecké otázce č. 6

Vědecká otázka č. 6: „Existuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu?“ která byla zkoumána v jedné hypotéze (H_0)

Cílem této vědecké otázky bylo ozřejmit, jak statický a dynamický stretching ovlivnil maximální izometrickou svalovou sílu hamstringů v 30°.

5.6.1 Statistické zhodnocení hypotéz

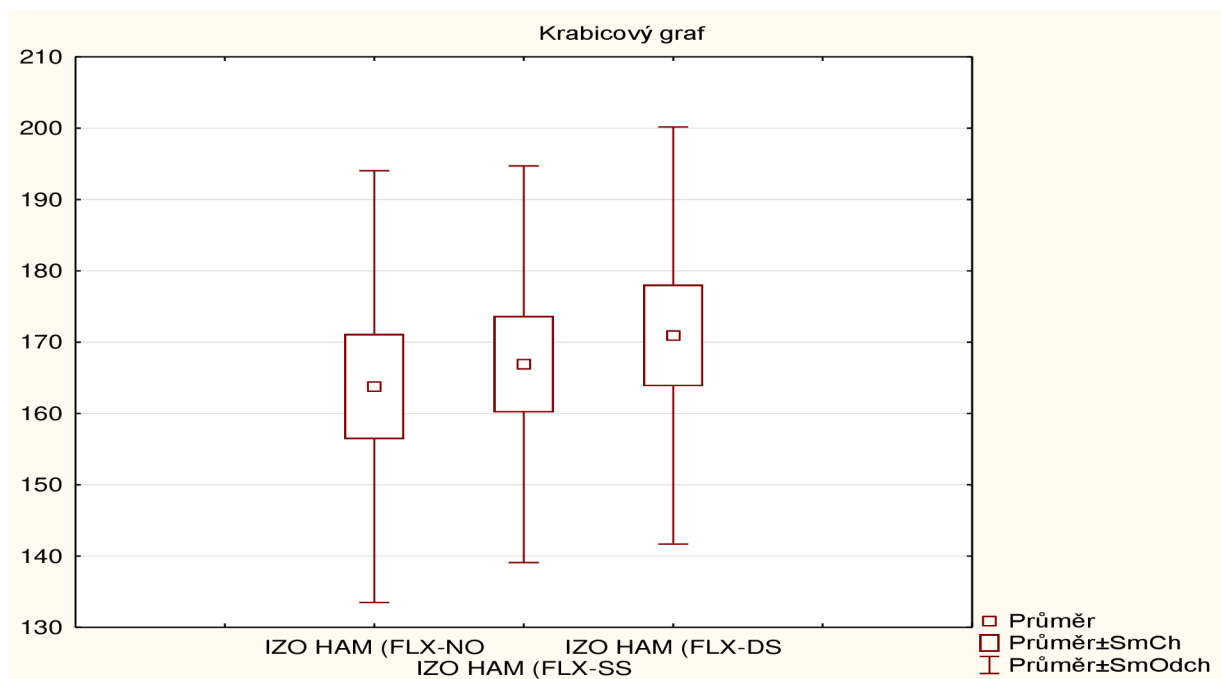
Hypotéza H_0 : „Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi hodnotou izometrické svalové síly flexorů kolenního kloubu po kontrolním měření a po stretchingu, konkrétně u:

- Statického stretchingu“: **nelze zamítnout**
- Dynamického stretchingu“: **zamítáme**

Tabulka 11 Porovnání PT izometrické kontrakce extenzorů při v 30° kolenní flexi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test	Změna PT v %
IZO HAM (FLX) - NO & IZO HAM (FLX) - SS	0,463107	+1,91 %
IZO HAM (FLX) - NO & IZO HAM (FLX) - DS	0,035158	+4,37 %

Legenda: PT IZO HAM (FLX) - peak torque izometrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching



Graf 10 Porovnání maximální izometrické svalové síly HAM v 30° kolenní flexi

Legenda: PT IZO HAM (EX) 240 - peak torque izometrické kontrakce hamstringů, NO – kontrolní měření, SS – statický stretching, DS – statický stretching, osa x – peak torque, osa y – proměnné hodnota

6. Diskuze

Provádění SS a DS může mít pozitivní vliv na flexibilitu, což je klíčové pro zlepšení rozsahu pohybu a snížení rizika zranění (Taylor et al., 2012). Dynamický stretching se často používá jako součást warm-up fáze před sportovní aktivitou, jelikož může zvýšit teplotu svalů, zlepšit jejich kontraktlní vlastnosti a připravit je na vyšší zátěž. Statický stretching pak může napomoci k uvolnění svalového napětí a zlepšení flexibility (Opplert & Babault, 2018). Při porovnání těchto dvou technik se ukazuje, že jejich efekt na flexibilitu hovoří lehce ve prospěch SS. Tento rozdíl však není nijak výrazný, naopak novější studie se začínají přiklánět k faktu, že DS se svým efektem na flexibilitu a rozsah pohybu téměř vyrovná SS (Coons et al., 2017). Jak potvrzují ve své meta-analýze Cai et al. (2023) u hamstringů je efekt SS a DS na flexibilitu bezprostředně po jeho provedení shodný, nicméně čím delší a pravidelnější stretching je, tím větší změna nastává u SS.

Klasický stretching je více spojován s dlouhodobější změnou, ať už flexibilitou nebo vlivem na četnost zranění, tato diplomová práce zkoumá bezprostřední vliv stretchingu na maximální svalovou sílu. Konkrétně extenzorů kolenního kloubu (dominantně QF, ale také m. tensor fasciae latae, m. sartorius a adduktory) a flexorů kolenního kloubu (nejvýrazněji m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, ale také m. gastrocnemius a další). Změnu síly po stretchingu je možné testovat mnoha způsoby. Mezi nejpoužívanější varianty patří sprint na krátkou vzdálenost, counter movement jump (výška výskoku, která je změřena po krátkém seskoku), délku vertikálního či horizontálního výskoku nebo maximální sílu při cvicích jako je bench press pro horní část těla, případně leg press pro dolní část těla. Tyto metody jsou nejčastější, jelikož k jejich měření stačí běžný metr, stopky nebo základní vybavení fitness center. Dalšími možnostmi jsou elektronická měření. Tím může být maximálně snímaná rychlost pohybu, sprintu nebo testování na dynamometru, které jsem zvolil pro svou diplomovou práci.

6.1 Vertikální výskok

Výšku vertikálního výskoku zkoumalo několik studií a na základě jejich výsledků doporučují zahrnout DS do wam-up fáze před aktivitou (Yamaguchi et al., 2007). Důležitým faktorem výsledného efektu je také délka a intenzita prováděného stretchingu. Na tento jev se zaměřil ve své studii Ryan et al. (2014), který zkoumal změnu výšky vertikálního výskoku i rychlost vertikálního výskoku po DS trvajícím v průměru 6,7 minuty. Tyto hodnoty porovnával s kontrolní skupinou. Intenzita stretchingu byla postupně zvyšována od mírné po maximální v běžném rozsahu pohybu pro danou aktivitu. Celému DS předcházel 5 minut

dlouhý běh v mírné intenzitě. U kontrolní skupiny následovalo po běhu 12 minut dlouhé okno bez aktivity i bez stretchingu. Samotný DS se skládal z 11 cviků, kdy každý byl prováděn po dobu 15 sekund. Celkově tedy 130 sekund čistého stretchingu. Při porovnání kontrolní skupiny a DS trvajícím 6,7 minuty došlo k navýšení výskoku o 6,2 % a po 12,1 minutě o 5,6 %. Tyto výsledky podporují dřívější studie Fletcher & Monte-Colombo (2010) a Holt & Lambourne (2008) zabývající se výškou vertikálního výskoku, ve kterých bylo taktéž pozorováno navýšení výskoku po DS.

Naopak Dalrymple et al. (2010) ve své studii nezaznamenali změnu po DS v porovnání s kontrolním měřením. Pro svůj výzkum využili 12 profesionálních hráček volejbalu, u kterých porovnávali vliv jak DS, tak SS na výšku výskoku. Celková doba obou stretchingů byla 180 sekund, nicméně chybí zde údaj o jejich intenzitě. DS byl prováděn při chůzi, kdy po každém kroku následovalo dynamické protažení. Provádění dynamických pohybů při chůzi by mohlo naznačovat, že intenzita a rychlost zakopnutí či překopnutí se nebude rovnat rychlosti při záměrně maximální intenzitě, ať už při běhu nebo vleže na zádech. Tento fakt by potvrzoval výsledky studie Fletcher (2010), který porovnával výšku výskoku po odlišné rychlosti DS. Výsledkem byl vyšší výskok a nárůst EMG dat po rychlejším DS (100 protažení za minutu) než po pomalejším DS (50 protažení za minutu). Dalším důvodem nezměněných hodnot po DS může být trénovanost hráček volejbalu a současně homogenita vyšetřované skupiny. Zatímco u studií Holt & Lambourne (2008), Needham et al. (2009), Herda, et al. (2014) je vyšetřovaná skupina variabilnější a trénink výskoku není jejich primárním záměrem při tréninku, tak vertikální výskok je jednou z nejdůležitějších vlastností hráček volejbalu, kterému se věnují několikrát týdně v tréninku.

Ryan et al. (2014) dále porovnával odlišné délky trvání DS a potvrdil, že po obou DS došlo k signifikantnímu zlepšení v porovnání s kontrolní skupinou, nicméně prodloužení DS na 12,1 minuty nepřineslo žádné další zlepšení ve výšce výskoku. Naopak došlo k mírnému snížení o 0,8 %.

Ještě delší dobu stretchingu zkoumal Costa et al. (2014), který prováděl DS po dobu 16,1 minuty a následně testoval koncentrickou sílu QF, HAM a excentrickou sílu HAM při rychlostech 60°/s a 180°/s na izokinetickém dynamometru. Sledovanou hodnotou byl parametr peak torque, tedy maximální síla. Kontrolní testování probíhalo formou opakovaného měření, kdy 21 žen podstoupilo první měření, následovala 15 minut dlouhá pauza (bez stretchingu), a poté druhé měření. Snížení síly po kontrolním měření o 4,5 – 4,8 % bylo způsobeno zřejmě únavou z prvního testování. Po 48 hodinách následovalo experimentální měření s DS, které snížilo maximální sílu ještě výrazněji, a to o 10 – 10,6 %. Výrazný vliv na toto snížení může

mít únava, jelikož probandi této studie prošli prvním testováním (45 minut), následovalo 16 minut DS a poté opět 45 minut testování. Dalším faktorem může být opět intenzita, která byla definována jako „controlled repetition“, tedy kontrolované opakování, zatímco jiné studie s podobným charakterem uvádějí „as fast as possible“, tedy co možná nejrychleji (Sekir et al., 2009)

Na základě těchto faktů se tedy zdá, že ideální doba DS je zhruba 6 minut, při kterých nedojde k únavě, ale ideálně připraví organismus na výkon. V tomto případě konkrétně na maximální vertikální výskok.

Další důkazy o přednostním zařazení DS do warm up fáze poskytly studie, zkoumající efekt SS na výkonnost sportovce. Autoři Hough et al. (2009) porovnávali vliv SS i DS na jedenácti mužích. Konkrétně byl SS prováděn po dobu 7 minut v intenzitě nízkého POD (point of discomfort). Stretching byl prováděn asistovaný, za verbálního navádění probanda do mírného pocitu natažení svalu. DS byl prováděn po stejnou dobu s postupně stoupající intenzitou do maxima. Výsledkem bylo signifikantní snížení výskoku po SS o 4,2 %, které je v souladu s dalšími studiemi Bradley et al. (2007) a Torres et al. (2008). Naopak po DS došlo k navýšení výskoku o 4,9 %. Pokud tedy porovnáme jedince, který zařadí do své warm-up fáze pouze SS a druhý jedinec pouze DS, rozdíl ve vertikálním výskoku může dosáhnout více než 9,1 %. Součástí této studie byl dále záznam o EMG aktivitě, konkrétně amplitudy M-vlny z mediálního vastu QF, která byla výrazně vyšší u DS a o 38,1% nižší u SS. Tato změna EMG signálu by měla vypovídat o výsledném efektu na DS. V roce 2008 však zkoumali Herda et al. vliv DS a SS na sílu izometrické kontrakce hamstringu, měřenou pomocí izokinetického dynamometru se současným snímáním EMG dat z bicepsu femoris. Stretching probíhal formou třicetisekundových protažení s celkovým trváním 9,1 minuty pro oba typy stretchingu. Autoři uvádí snížení maximální produkované síly po SS a žádné změny po DS. Na EMG datech bylo viditelné zvýšení dat po DS. Tento fakt může poukazovat na nepřímou souvislost mezi maximální silou a EMG záznamem. Nicméně je třeba zmínit, že testovaná pozice nebyla shodná s pozicí, která byla nastavena v této diplomové práci, ale pracovala s výraznějším flexí kyčelního kloubu u testované končetiny, což se mohlo odrazit na konečných výsledcích.

6.2 Sprint

Sprint jakéhokoliv druhu je aktivita po relativně krátkou dobu, při které je silová složka jednou z nejdůležitějších vlastností. Little & Williams (2006) zkoumali vliv jak SS, tak DS na rychlost sprintu při běhu. Zatímco běžci po DS dosáhli většího zlepšení na prvních 10 metrech běhu, kde převládá silová složka nejvíce, běžci po SS zaznamenávali zlepšení převážně za

hranicí 10 metrů, což může na druhou stranu poukazovat na menší silové nároky, ale lepší ekonomiku a plynulost pohybu ve vyšších rychlostech po SS.

Pro lepší zacílení na silovou složku a přesnější měření, je běh náročnější na posturální a balanční nároky, než například dynamometr nebo ergometr. Na těchto přístrojích máme možnost lépe eliminovat balanční vlivy, jelikož je proband pevně fixovaný. Snížení nároků na stabilitu umožní centrální nervové soustavě maximálně využít silové schopnosti a aktivovat co nejkvalitněji maximální počet motorických jednotek konkrétního svalu, a tím produkovat opravdovou maximální sílu dané svalové skupiny (Behm et al., 2002). Naopak při vyšší volnosti pohybu dovolíme tělu využít více svalových skupin, čímž můžeme získat celkově vyšší hodnoty, nicméně nebudou odpovídat pouze testovanému svaly.

Do aktivit, jako je běžecký sprint trvající v rozmezí několika vteřin nebo běhy na střední vzdálenost, se mohou dále propisovat externí vlivy prostředí, jako je vítr nebo teplota. Testování na zmíněném ergometru nebo dynamometru probíhá většinou v uzavřené místnosti za totožných podmínek.

Pro eliminaci těchto vlivů využili Zmijewski et al. (2020) ve studii sprintu na ergometru, na kterém porovnávali vliv DS, SS a kontrolního měření bez protažení na výkon po dobu 6 sekund maximálního možného šlapání. Obě varianty stretchingu provádělo 13 volejbalistek po dobu 6 minut se zaměřením na QF a HAM. Intenzita byla popsána pouze u SS a to jako „slight POD“, tedy lehký pocit diskomfortu. Samotný průběh se skládal z pěti opakovaných sprintů, při kterých byla sledována, mimo hodnoty jednotlivých pokusů, také míra únavy po jejich dokončení. Výsledky hovoří ve všech ohledech ve prospěch DS, kdy při prvním pokusu došlo po DS vzhledem ke kontrolnímu měření ke zlepšení o 2 %, a naopak u SS došlo ke snížení výsledků v porovnání s kontrolním měření o 2 %. Celkově tedy můžeme pozorovat 4% rozdíl při maximálním sprintu mezi SS a DS. Provedením více pokusů můžeme simulovat krátkodobou zátěž, ať už v rehabilitaci nebo při sportovním výkonu, proto data naměřená po pátém testování můžeme považovat za validnější ve vztahu k reálným podmínkám, nicméně mají nižší validitu pro vliv samotného stretchingu. Jako hlavní faktor se může jevit výše zmíněný vliv post-aktivační potenciace (PAP), který může stát za celkovým posunem výsledků do více kladných hodnot v porovnání s kontrolním měřením. Po DS došlo ke zlepšení o 4,1 % a u SS také ke zlepšení o 1,4 %. Právě vlivem PAP a zvýšením teploty v těle může dojít ke snížení vlivu SIDS na následnou kontrakci. Je však třeba zmínit, že všechna data naměřená po pátém pokusu dosahovala nižších hodnot než po prvním. Tento fakt ukazuje na možný vliv únavy na výsledná data i přesto, že došlo k jejich zlepšení v porovnání s hodnotami bez stretchingu. Pozitivní vliv stretchingu na sprint, primárně jeho první sekundy, jsou v souladu

s výsledky studie Taylor et al. (2013), kteří potvrdili efekt DS a současně se studií Sim et al. (2009), kdy prováděli sprint na ergometru a taktéž potvrdili negativní vliv SS na sprint.

Na základě dat z této diplomové práce, výsledků výše zmíněné studie a doporučení dalších studií můžeme potvrdit doporučení, že SS bychom se měli vyhýbat bezprostředně před silovým a dynamickým pohybem, nicméně jak ukazují Zmijewski et al. (2020), negativní vliv se po několika dynamických pohybech může vytrácet, až postupně dorovnat hodnoty po DS. Nicméně pokud je SS nepostradatelnou složkou warm-up fáze z jakéhokoliv důvodu, za účelem maximálního snížení negativního vlivu na výkon, by měl být prováděn před DS nikoli až posléze (Behm, 2018; Behm & Chaouachi, 2011; Opplert & Babault, 2018; Sim et al., 2009; Zmijewski et al., 2020).

6.3 Dynamometrie

Výzkumná část této diplomové práce byla zpracovávána právě pomocí dynamometru, z důvodu nejlepší objektivizace výsledků a co možná největší stabilizace probanda při testování. Je důležité zmínit, že při flexi či extenzi kolenního kloubu se zapojí primárně flexory a extenzory kolenního kloubu. Nicméně pro maximální stabilizaci se probandi fixovali za pomoci postranních madel, proto se do pohybu končetiny zapojily svaly téměř celého těla.

Každá kontrakce byla testována ve dvou náhodně zvolených rychlostech, a to v 60°/s a 240°/s. Dvě rozdílné rychlosti jsou zvoleny pro zjištění, zda je síla po stretchingu závislá na rychlosti pohybu nebo nikoliv (A. G. Nelson et al., 2001; Perrine & Edgerton, 1978). Autoři ve své práci tvrdí, že bezprostřední účinky SS na peak torque jsou závislé na rychlosti pohybu. Konkrétně porovnávali změnu poklesu PT u maximální izokinetické kontrakce při rychlosti 60°/s, 140°/s a 210°/s. Snížení zaznamenali pouze u nejnižší rychlosti, ale u dalších nikoliv, z čehož konstatovali, že zde platí rychlostní závislost.

6.3.1 Koncentrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu

Vědecká otázka č.1 byla sestavena za účelem zjištění vlivu SS a DS na maximální koncentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu (QF) při rychlostech 60°/s a 240°/s. Toto srovnání nám může dát informaci, jak se změní hodnoty při odlišené rychlosti.

Hypotéza 1 porovnávala koncentrickou sílu QF při 60°/s mezi SS a NO, kdy tuto hypotézu nebylo možné na základě statistického zpracování zamítnout. P-hodnota zjištěna Wilcoxonovým testem byla vypočítána na **0,202**. Ačkoliv došlo ke snížení maximální produkované síly (-1,73 %), nebyla tato změna signifikantní a na základě toho **nelze zamítnout nulovou hypotézu H₀₁**. Velmi podobná data můžeme vidět při rychlosti 240°/s, kdy je stejně jako u nižší rychlosti viditelné snížení síly (-1,76 %), ale **nulovou hypotézu H₀₂ nelze**

zamítnout pro p-hodnotu **0,707**. Vzhledem k těmto hodnotám tvrdíme, že statický stretching nemá významný efekt na koncentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu. Viditelné snížení síly jak u 60°/s tak 240°/s nám dává jasnou informaci, že SS extenzorů kolenního kloubu není rychlostně závislým jevem (R. T. Nelson & Bandy, 2004)

Shodné parametry naměřili ve své studii také Cramer et al. (2004), (2005), (2007) a Siatras et al. (2008), jejichž výsledky snížení síly dosahují shodně od 2,6 % po 3,4 %. Hlavním rozdílem, který se může podílet na výraznějším rozdílu u zmíněných studií, je délka SS, kdy například Marek et al. (2005) prováděl SS po dobu 16,1 minuty, zatímco probandí v této diplomové práci pouze 80 sekund.

Zajímavou studii provedl Siatras et al. (2008), který testoval vliv SS na koncentrickou kontrakci při rychlosti 60°/s a 180°/s, a došlo taktéž ke snížení izometrické svalové síly. Nicméně u Siatras et al. (2008) byl pokles výrazně vyšší pro skupinu se stretchingem 60 sekund a nižší pro skupinu 30 sekund. Konkrétně se jednalo o změnu -11,6 %, respektive -5,5 % pro nižší rychlost kontrakce a -10 % respektive -5,8 % pro rychlost 180°/s.

Výzkum provedený Ayala et al (2015) se zaměřil na změnu síly flexorů i extenzorů kolenního kloubu po SS a DS a z velké části podporuje výsledky celé této práce. Autoři zařadili do výzkumu 25 mužů v průměrném věku 21,3 let. SS se skládal z pěti cviků, které byly cílené na protažení hamstringů, quadricepsu femoris, gluteálních svalů, psoatu a adduktorů. Každý cvik byl prováděn dvakrát po dobu 30 sekund s 20 sekundovou pauzou a na obou končetinách. Celkový čas se tedy rovnal 12 minutám v intenzitě < POD, tedy lehce pod hranici velkého pnutí. Dynamický stretching byl prováděn se stejnými cviky po stejnou dobu, s intenzitou popsanou jako „kontrolovaná rychlost“, tedy střední. Rychlost kontrakcí byla nastavena na 60°/s a 180°/s. Mimo excentrickou sílu popisovanou ve výzkumné otázce č. 4, se zaměřil Ayala et al (2015) také na koncentrickou svalovou sílu. Výsledkem bylo, jako u studií Cramer et al. (2004), (2005), (2007) a Siatras et al. (2008) snížení síly po SS, konkrétně o 3% při 240°/s rychlosti.

Při porovnání DS extenzorů kolenního kloubu došlo u kontrolní skupiny při rychlosti 60°/s i 240°/s k výrazné změně produkované síly u obou rychlostí. Podle statistického zpracování **zamítáme nulové hypotézy v obou hypotézách H₀₁ a H₀₂** na základě p – hodnoty **0,003** (+5,27 %) pro rychlost 60°/s, respektive **0,042** (+5,86 %) pro rychlost 240°/s. V prvním případě můžeme hovořit o výrazné signifikanci, jelikož $p < 0,01$. Na základě těchto dat potvrzujeme, že dynamický stretching se velmi výrazně podílí na změně koncentrické síly extenzorů kolenního kloubu.

Několik studií potvrzuje tyto výsledky (Aguilar et al., 2012; Sekir et al., 2009). Konkrétně Sekir et al. (2009) ve své studii zkoumali vliv DS na koncentrickou i excentrickou

svalovou sílu flexorů i extenzorů kolenního kloubu na 10 probandech z atletického prostředí ve věku 20 let. Intenzita DS bylo popsána jako maximální („as fast as possible“) po dobu 6 minut. Doba protahování trvala 20 sekund s 15 vteřinovou pauzou. Výsledkem byly ještě vyšší rozdíly než v této diplomové práci, kdy při nižší rychlosti 60°/s došlo k signifikantní změně o 8,41 % a u 240°/s dokonce o 11,81 %. Ayala et al. (2015) naměřil po DS navýšení koncentrické síly extenzorů o 14 % u rychlosti 60°/s a 2 % u 180°/s, což podporuje výsledky Sekir et al. (2009) a této diplomové práce.

6.3.2 Excentrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu

Ve vědecké otázce č.2 se věnuji vlivu stretchingu na extenzorovou skupinu kolenního kloubu (QF), a to konkrétně v průběhu excentrické kontrakce při 60°/s a 240°/s. Stejně jako u vědecké otázky č.1 srovnávám DS s kontrolním měřením a dále se SS. Tyto hodnoty jsou zkoumány ve dvou hypotézách H₀₃ a H₀₄.

Hypotéza 3 se zabývala konkrétně rozdílem stretchingu při rychlosti 60°/s. **Nulová hypotéza H₀₃ pro SS nemohla být zamítnuta** na základě statistické významnosti, jelikož p-hodnota dosahovala **0,407**. Výsledkem této hypotézy je tedy fakt, že SS významně neovlivní excentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu. I přesto však došlo k minimálnímu snížení síly (-0,91 %).

Cramer et al. (2007) potvrzuje tento výsledek, kdy při výzkumu za pomoci izokinetického dynamometru a snímání EMG záznamu zkoumal právě excentrickou kontrakci QF. Stretching prováděl po třicetisekundových intervalech s dvacetisekundovou pauzou po dobu 20,3 minuty v intenzitě POD, což je výrazně déle než v této diplomové práci. I přesto však jeho výsledky nepotvrdily signifikantní změnu po SS, ačkoliv došlo k podobnému snížení, jako je uvedeno v této práci. Jedním z důvodů, proč by nemusela být excentrická kontrakce ovlivněna stejně jako izometrická či koncentrická kontrakce, může být odlišná odpověď nervového systému po SS. Jak je uvedeno v teoretické části a jiných studiích Cramer et al. (2005) a Marek et al. (2005). Po SS dochází ke snížení amplitudy EMG signálu z centrální nervové soustavy. Nicméně v této studii nezaznamenali žádnou změnu EMG signálu. Tyto změny v porovnání s koncentrickou a izometrickou kontrakcí mohou poukazovat na toleranci excentrické kontrakce na SS. Dále se tyto změny mohou podílet na specifické vlastnosti excentrické kontrakce a to tak, že dokáže produkovat stejně velkou sílu, jako jiné typy kontrakcí, ale s menším množstvím aktivovaných motorických jednotek.

Na druhou stranu po DS při této rychlosti došlo k signifikantní změně na základě statisticky počítané p-hodnoty **0,001** a zvýšení maximální síly kontrakce (+5,78 %). Můžeme tedy **zamítnout nulovou hypotézu H₀₃ pro DS** a potvrdit, že dynamický stretching významně

ovlivní sílu excentrické kontrakce extenzorů kolenního kloubu, stejně jako tvrdí Sekir et al. (2009). V jejich studii došlo vyššímu zvýšení maximální síly kontrakce (+14,5 %).

Velmi podobná data můžeme najít při zkoumání hodnot hypotézy 4, ve které poznáváme oba typy stretchingu s kontrolním měřením, při rychlosti 240°/s. Po statickém stretchingu opět **nelze zamítnout nulovou hypotézu H₀₄ pro SS** pro p-hodnotu **0,098**, ale v tabulce 5 vidíme téměř dvojnásobné snížení výsledné síly (-2,14 %), než tomu bylo u předchozích změn po SS v souladu s Aguilar et al. (2012). Tvrdíme tedy, že statický stretching má významný efekt na excentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu. Při porovnání DS při rychlosti 240°/s však vidíme statisticky významnou změnu, podloženou p-hodnotou **0,031** a zvýšením síly (+4,75 %) stejně jako Sekir et al. (2009). V návaznosti na tyto hodnoty **zamítáme nulovou hypotézu H₀₄ pro DS** a potvrzujeme, že DS má významný vliv na excentrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu.

6.3.3 Koncentrická kontrakce – flexory kolenního kloubu

Maximální silou koncentrické kontrakce flexorů kolenního kloubu se zabývá vědecká otázka č. 4, ve které porovnávám vliv SS a DS v závislosti na rychlosti kontrakce. Cílem je tedy ozřejmit, zda dojde po stretchingu k významnému ovlivnění síly a jakým způsobem se změní při rychlosti 60°/s a 240°/s. Všechny tyto parametry zkoumá hypotéza 5 a hypotéza 6.

Hypotéza 5 se zabývá konkrétně silou koncentrické kontrakce při rychlosti 60°/s. Na rozdíl od QF zde dochází po SS k mírnému zvýšení (+ 0,78 %), nicméně na základě statistického vyhodnocení je tato změna nesignifikantní, tudíž **nulovou hypotézu H₀₅ pro SS nelze zamítnout** na základě p-hodnoty **0,756**.

Stejně jako Aguilar et al. (2012) a Winke et al. (2010) můžeme potvrdit, že SS statisticky významně neovlivní sílu kontrakcí při rychlosti 60°/s. Výsledky Ayala et al. (2015) jsou dále v souladu s touto diplomovou prací, kdy je změna po SS při rychlosti 60°/s a 180°/s signifikantně nevýznamná, nicméně dochází k poklesu o 9 % a 8 %. Rozdílné výsledky však uvádí jiné studie Babault et al. (2015) a Costa et al. (2009), kteří ve svých výsledcích popisují signifikantní snížení síly (-9 %). Důvodem tohoto snížení může být doba stretchingu. U studie Costa et al. (2009) autoři uvádí 18,7 minuty asistovaného SS. V případě Babault et al. (2015) je doba stretchingu 4,25 minuty, nicméně projevit se může rozdílný čas, který uběhl od SS. Autoři studie prováděli testování ihned po SS, při kterém zaznamenali výraznější snížení než po 6 minutách od SS. V této diplomové byla nejdříve testována extenzorová skupina v obou izokinetických rychlostech a až následně flexorová skupina, což mohlo čas od SS výrazně prodloužit. Babault et al., (2015) navíc rozdělil probandy ve své studii na základě flexibility hamstringů do skupin s vysokou flexibilitou a nízkou flexibilitou. Efekt poklesu svalové síly

po SS byl výraznější u skupiny s nízkou flexibilitou, což poukazuje na fakt, že lidé s celkově nižší flexibilitou mohou být citlivější na snížení svalové síly po SS, než lidé s vysokou flexibilitou.

U dynamického stretchingu při rychlosti 60°/s došlo k vysoce signifikantnímu zvýšení svalové síly na základě p-hodnoty **0,001**, konkrétně o 8,33 %. Z toho **důvodu zamítáme nulovou hypotézu H₀₅ pro DS** a potvrzujeme, že DS má vliv na koncentrickou kontrakci HAM při rychlosti 60°/s v souladu se studii Aguilar et al. (2012), Babault et al. (2015) a Sekir et al. (2009).

Výsledky naměřené v další hypotéze číslo 6 jsou shodné s výsledky celé diplomové práce a popisují změnu síly po SS při rychlosti 240°/s. Výsledky této hypotézy ukazují, že **pro SS nelze zamítnout nulovou hypotézu H₀₆** na základě p-hodnoty **0,758**, jelikož došlo k nesignifikantní změně síly HAM (-0,99 %) v souladu s tvrzením dalších studií Costa et al. (2009) a Winke et al. (2010). K podobnému výsledku došel také Brandenburg (2006), který prováděl stretching po dobu 90 sekund a dospěl ke snížení svalové síly HAM o 2,8 %, nebo Marek et al. (2005) u kterého síla poklesla o 1,7 %. Winke et al. (2010) ve své studii porovnával vliv stretchingu na soubor 26 probandů, kteří prováděli SS po dobu 6 minut v intenzitě POD. Testování koncentrické kontrakce probíhalo při rychlosti 60°/s a 210°/s, kdy naměřil nesignifikantní pokles svalové síly o 7,74 %, respektive 6,87 % pro rychlejší kontrakci. Na základě těchto výsledků můžeme tvrdit, že SS nemá velký vliv na koncentrickou kontrakci HAM při vyšších rychlostech.

Vliv dynamického stretchingu u hypotézy číslo 6 byl vyhodnocen jako nesignifikantní, na základě statistického zpracování a p-hodnoty **0,056**, ačkoliv došlo k poměrně výraznému zvýšení produkované síly o 6,29 %, stejně jako v dřívějších studiích Aguilar et al. (2012) a Sekir et al. (2009). **Nelze tedy zamítnout nulovou hypotézu H₀₆ pro DS** a tvrdíme, že DS nemá žádný vliv na koncentrickou kontrakci flexorů kolenního kloubu při rychlosti 240°/s.

6.3.4 Excentricka kontrakce – flexory kolenního kloubu

Ve vědecké otázce č. 4 jsem zkoumal, zda existuje statisticky významný rozdíl mezi excentrickou svalovou silou flexorů kolenního kloubu po SS nebo DS v porovnání s kontrolním měřením.

V hypotéze 7 jsem se zaměřil na zjištění, jak stretching ovlivní sílu kontrakce při rychlosti 60°/s. U SS došlo celkově u excentrické kontrakce k největšímu nárůstu svalové síly ze všech kontrakcí, a to o 3,13 %. Statistickým zhodnocením se však jedná o nesignifikantně významný rozdíl a **nulovou hypotézu H₀₇ pro SS tak nelze zamítnout** na základě p-hodnoty **0,193**.

Vlivem DS na maximální excentrickou sílu při stejné rychlosti bylo pozorováno zvýšení o 8,69 %, se statistickou významností vyjádřenou p-hodnotou **0,001**, tedy výrazně signifikantní výsledek. **Zamítáme tedy nulovou hypotézu H₀₇ pro DS** a potvrzujeme na základě těchto hodnot, že DS má výrazný vliv na produkci excentrické síly při nízké rychlosti.

Výzkum provedený Ayala et al. (2015) popisuje efekt SS na excentrickou kontrakci flexorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s. Výsledkem bylo nesignifikantní snížení maximální síly o 2 %, což se liší od mírného zvýšení v této diplomové práci. Při dynamickém stretchingu došli Ayala et al. (2015) ke zvýšení svalové síly, což je naopak v souladu s výsledky této diplomové práce. Při porovnání změny síly v rychlosti 180°/s, která se vztahuje k následující hypotéze 8, naměřili autoři po SS výrazné snížení o 15 % maximální excentrické kontrakce a minimální snížení o 1 % při DS. K těmto výsledkům je třeba dodat, že výzkum byl prováděn jako poslední a předcházelo mu koncentrické testování flexorů i extenzorů a dále excentrické testování extenzorů, tudíž se mohla projevit psychická i fyzická únava.

V další hypotéze 8 došlo na porovnání SS, DS a kontrolního měření při vyšší rychlosti 240°/s. Stejně jako u většiny vědeckých otázek došlo po SS k minimálnímu snížení (-0,46 %), se statistickou významností určenou p-hodnotou **0,722**. **Nelze tedy zamítnout nulovou hypotézu H₀₈ pro SS** a potvrzujeme, že na základě těchto výsledků nemá SS vliv na excentrickou kontrakci. U dynamického stretchingu došlo při stejné rychlosti ke zvýšení excentrické síly (+3,76 %) se statistickou významností určenou pomocí p-hodnoty **0,019**. Na základě této hodnoty **zamítáme nulovou hypotézu H₀₈ pro DS** a můžeme potvrdit, že DS má vliv na produkci excentrické síly při rychlosti 240°/s. V souladu s tímto výsledkem je Sekir et al. (2009), který při testování zjistil pokles síly po SS o 13,5 % a nárůst po DS o 12,4 %.

6.3.5 Izometrická kontrakce – extenzory kolenního kloubu

Porovnání izometrické kontrakce extenzorů kolenního kloubu se věnuje vědecká otázka č.5, která popisuje vliv stretchingu na produkci maximální izometrické síly v úhlovém nastavení ramene dynamometru 65° flexe kolenního kloubu. Zvolený úhel 65° popisuje Knapik et al. (1983) jako polohu, ve které jsou extenzory schopné produkovat maximální možnou sílu. Z výsledků koncentrických kontrakcí platí tento fakt i pro tuto diplomovou práci, jelikož probandi dosahovali nejvyšších hodnot koncentrické síly v oblasti okolo 65°.

Výsledky izometrické kontrakce extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 60°/s popisuje hypotéza 9, ve které jako jediné došlo k signifikantnímu snížení izometrické síly po SS (-3,8 %), které je vyjádřeno statistickým zpracováním, kdy p-hodnota dosahuje **0,024**. **Zamítáme tedy nulovou hypotézu H₀₉ pro SS** a potvrzujeme na základě těchto dat, že vlivem

SS dojde k významnému snížení síly, stejně jako tomu bylo v dříve prováděných studiích Avela et al. (1999), Behm et al. (2002), Fowles et al. (2000), Nelson et al. (2001) a Power et al. (2004).

Zajímavou studii provedl Siatras et al. (2008), který testoval izometrickou sílu extenzorů kolenního kloubu po SS u 15 probandů ve věku od 19 do 23 let. SS probíhal v kleče na kolenou, v sedě na patách a v záklonu těla směrem přes paty. V této poloze maximálního rozsahu zůstali probandi po dobu 10, 20, 30 nebo 60 sekund. Nastavení ramene dynamometru bylo v poloze 65° kolenní flexe. Signifikantní snížení izometrické síly nastalo pouze po 30 a 60 sekundovém SS. Vzhledem k jeho výsledkům potvrdil tvrzení McNeal & Sands (2003) o nepřímé závislosti snížení síly a délky stretchingu.

Vlivem dynamického stretchingu dochází naopak k výrazně signifikantnímu zvýšení izometrické síly (+4,25 %) v této diplomové práci, a to na základě p-hodnoty **0,004**. **Zamítáme tedy nulovou hypotézu H₀9 pro DS** a můžeme na základě těchto výsledků potvrdit vliv DS na izometrickou kontrakci. Bohužel v literatuře ani internetových zdrojích jsem nenašel studii popisující vliv dynamického stretchingu na maximální izometrickou kontrakci extenzorů kolenního kloubu nebo quadricepsu. Všechny studie jsou prováděny na flexorech, konkrétně bicepsu femoris.

6.3.6 Izometrická kontrakce – flexory kolenního kloubu

Maximální sílu izometrické kontrakce flexorů kolenního kloubu zkoumá vědecká otázka č.6. Ta se zabývá konkrétně statistickou významností vlivu SS a DS na sílu. Testování probíhalo ve 30° flexi kolenního kloubu, který popsal Knapik et al. (1983) jako pozici maximální síly pro většinu populace a současně v této pozici naměřil maximální hodnoty při testování hamstringů.

Porovnání SS s kontrolním měřením se věnuje první polovina hypotézy číslo 10, která popisuje nesignifikantní zvýšení izometrické síly (+1,91 %) na základě statistického vyhodnocení p-hodnoty **0,463**. **Nelze tedy zamítnout nulovou hypotézu H₀10 pro SS** a na základě uvedených dat tvrdíme, že SS nemá vliv na změnu izometrické síly flexorů kolenního kloubu.

Herda et al. (2008) však ve své studii došel k rozdílným výsledkům, když porovnával vliv SS i DS na izometrickou sílu flexorů kolenního kloubu u 14 mužů ve věku 25,4 roku za pomoci izokinetického dynamometru. Pozici ramene dynamometru si nastavil do úhlu 81°. DS byl prováděn 9,1 minuty v nízké intenzitě a SS v intenzitě POD po dobu 9,2 minuty. Výsledkem měření bylo signifikantní snížení izometrické síly (-7,2 %), zatímco u DS ke změně nedošlo. Pokles svalové síly po SS podporuje výsledky předešlých studií, porovnávací vliv SS Behm et al. (2002), Fowles et al. (2000) a Nelson & Bandy (2004). Důvodem, proč Herda et al. (2008)

naměřil tak výrazný pokles, může být právě testovaná pozice. Svaly ve zkrácení jsou více náchylně na snížení svalové síly, než testování ve větších délkách svalu, jako tomu bylo v této diplomové práci (Sato et al., 2020). Další příčinou, proč došlo ke snížení síly, by mohly být již proběhlé kontrakce, které mohly snížit vliv SIDS. Jednou z možných teorií je také zmíněný efekt post-aktivační potenciace, která může po sérii proběhlých kontrakcí zvyšovat sílu kontrakcí následujících.

Efekt DS popisuje druhá polovina hypotézy č. 10, která poukazuje na statisticky signifikantní zvýšení izometrické síly flexorů kolenního kloubu (+4,39 %), odůvodněné statistickým vyjádřením p-hodnoty **0,035**. **Zamítáme tedy nulovou hypotézu H_0 10 pro DS** a můžeme tvrdit, že DS má významný vliv na izometrickou sílu produkovanou flexory kolenního kloubu.

Důvodem, proč jsou výsledky Herda et al. (2008) odlišné i při porovnání DS, může být mimo délku testovaného svalu také intenzita, kterou autoři ve své studii prováděli. Zatímco v této diplomové práci byla intenzita maximální „as fast as possible“, Herda et al. (2008) použili intenzitu nízkou, což může snížit pozitivní efekt DS.

6.4 Limity studie

Celkový průběh studie hodnotím jako úspěšný. Pro přesnější a validnější data bych však v budoucím testování doporučil provést více seznamovacích měření. Tím by se zamezilo nutnosti opakovaného zkoušení pohybů probandy, což by snížilo jejich únavu a zamezilo zkreslení dat. Alternativně by bylo vhodné testování zkrátit a rozdělit na více kratších úseků s menším počtem opakování.

V některých případech bylo nutné měřit probandy ve večerních hodinách po dni volna, zatímco jiné měření po dni s náročnějším programem, což mohlo vést k fyzické únavě. Tato únava mohla ovlivnit psychickou vyčerpanost a ovlivnit reálné maximální hodnoty dosažené při testování.

I když jsou probandi semiprofesionální sportovci, jejich zkušenosti s testováním na dynamometru se lišily. Někteří již absolvovali testování v mládežnických kategoriích, zatímco pro jiné to byla první zkušenost s tímto přístrojem. Důležitým faktorem při testování síly kontrakce je schopnost aktivovat maximální množství motorických jednotek daného svalu v co možná nejvyšší intenzitě, ke kterému je potřebné adekvátní motorické zvládnutí pohybu. Proto mohli sportovci s předchozí zkušeností při prvním měření vyprodukovat vyšší sílu než ti, kteří se s testováním setkali poprvé. Z tohoto důvodu by bylo přínosné provést více seznamovacích

měření, aby si všichni sportovci na pohyb zvykli a reagovali maximálně na koncentrické kontrakce, zejména při vysoké rychlosti, kdy je motorika náročnější.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit bezprostřední vliv statického a dynamického stretchingu na svalovou sílu kolenních extenzorů a flexorů u semiprofesionálních fotbalistů. Konkrétně jsem sledoval změny koncentrické, excentrické a izometrické síly svalů kolenního kloubu při rychlostech 60°/s a 240°/s a změny izometrické síly v 30° pro flexory a 30° pro extenzory pomocí izokinetického dynamometru.

Analýza výsledků odhalila, že statický stretching má tendenci snižovat svalovou sílu u většiny kontrakcí, mimo koncentrickou a excentrickou kontrakci flexorů, s nejvýznamnějším poklesem u izometrické kontrakce kolenních extenzorů. Obecné snížení síly může být důležité zejména v kontextu načasování stretchingových jednotek vzhledem k následující fyzické aktivitě.

Na druhou stranu, dynamický stretching vedl k zvýšení svalové síly v koncentrických, excentrických i izometrických kontrakcích, což podporuje jeho zařazení do přípravné fáze před silovou a dynamickou aktivitou. Zvýšení síly po dynamickém stretchingu může pomoci v rehabilitaci zvýšit produkci síly a ve sportu maximalizovat výkon.

Výzkumná část diplomové práce dále poukázala na diametrálně odlišný vliv stretchingu na extenzory a flexory. Naznačuje vyšší pozitivní vliv dynamického stretchingu na flexory, u kterých dochází k výraznějšímu nárůstu síly než u extenzorů. Flexory se dále jeví jako více rezistentní vůči SIDS (stretching induced stretch deficit) než extenzory, což se projevilo mírnějším poklesem síly po stretchingu statickém. Tento faktor může být využitelný při rehabilitaci nebo následné preventivní péči u pacientů po jakémkoliv poranění bicepsu femoris, m. semimembranosus nebo m. semitendinosus. Právě na tyto svaly jsou kladeny při sprintu nejvyšší nároky na excentrickou sílu v terminální švihové fázi a na koncentrickou sílu po dobu stojné fáze.

Výsledky diplomové práce se ve velké míře shodují s výsledky studií ostatních autorů a shodně doporučují vyhnout se statickému stretchingu bezprostředně před silovou aktivitou a zařadit do warm-up fáze primárně stretching dynamický. Je důležité zmínit, že ačkoli se tematice stretchingu věnuje mnoho studií, většina se zaměřuje na dlouhodobý efekt stretchingu na sílu a výzkumů s podobným charakterem a metodou testování není mnoho. Běžnou testovací metodou je sprint na krátkou vzdálenost nebo délky či výška výskoku, proto nebylo pro některé parametry možné dohledat více studií se stejnými nebo odlišnými výsledky.

Pro další výzkum by bylo vhodné zaměřit se na kombinaci statického a dynamického stretchingu. Porovnat, zda dojde k výraznější změně při provádění nejprve statického nebo dynamického stretchingu a porovnat tyto data s výsledky této studie.

Referenční seznam

- Afonso, J., Clemente, F. M., Nakamura, F. Y., Morouço, P., Sarmiento, H., Inman, R. A., & Ramirez-Campillo, R. (2021). The Effectiveness of Post-exercise Stretching in Short-Term and Delayed Recovery of Strength, Range of Motion and Delayed Onset Muscle Soreness: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Frontiers in Physiology*, *12*, 677581. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.677581>
- Aguilar, A. J., DiStefano, L. J., Brown, C. N., Herman, D. C., Guskiewicz, K. M., & Padua, D. A. (2012). A Dynamic Warm-up Model Increases Quadriceps Strength and Hamstring Flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *26*(4), 1130–1141. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822e58b6>
- Alter, M. J. (2004). *Science of flexibility* (3rd ed). Human Kinetics.
- Avela, J., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, *86*(4), 1283–1291. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.4.1283>
- Ayala, F., De Ste Croix, M., Sainz De Baranda, P., & Santonja, F. (2015). Acute effects of two different stretching techniques on isokinetic strength and power. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, *8*(3), 93–102. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.06.003>
- Babault, N., Bazine, W., Deley, G., Paizis, C., & Lattier, G. (2015). Direct Relation of Acute Effects of Static Stretching on Isokinetic Torque Production With Initial Flexibility Level. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *10*(1), 117–119. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0555>
- Balle, S. S., Magnusson, S. P., & McHugh, M. P. (2015). Effects of contract-relax vs static stretching on stretch-induced strength loss and length–tension relationship. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(6), 764–769. <https://doi.org/10.1111/sms.12399>
- Barbosa, G. M., Dantas, G. A. F., Pinheiro, S. M., Rêgo, J. T. P., Oliveira, T. L. C., Silva, K. K. F., Dantas, P. M. S., & Brito Vieira, W. H. (2020). Acute effects of stretching and/or warm-up on neuromuscular performance of volleyball athletes: A randomized cross-over clinical trial. *Sport Sciences for Health*, *16*(1), 85–92. <https://doi.org/10.1007/s11332-019-00576-8>
- Beedle, B., Rytter, S. J., Healy, R. C., & Ward, T. R. (2008). Pretesting Static and Dynamic Stretching Does Not Affect Maximal Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(6), 1838–1843. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181821bc9>

- Behm, D. G. (2018). *The Science and Physiology of Flexibility and Stretching: Implications and Applications in Sport Performance and Health* (1st ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781315110745>
- Behm, D. G., Alizadeh, S., Daneshjoo, A., & Konrad, A. (2023). Potential Effects of Dynamic Stretching on Injury Incidence of Athletes: A Narrative Review of Risk Factors. *Sports Medicine*, *53*(7), 1359–1373. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01847-8>
- Behm, D. G., Anderson, K., & Curnew, R. S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *16*(3), 416–422.
- Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2016). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, *41*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0235>
- Behm, D. G., & Chaouachi, A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(11), 2633–2651. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1879-2>
- Binder, M. D., Powers, R. K., & Heckman, C. J. (2020). Nonlinear Input-Output Functions of Motoneurons. *Physiology*, *35*(1), 31–39. <https://doi.org/10.1152/physiol.00026.2019>
- Binkhorst, R. A., Hoofd, L., & Vissers, A. C. (1977). Temperature and force-velocity relationship of human muscles. *Journal of Applied Physiology*, *42*(4), 471–475. <https://doi.org/10.1152/jap.1977.42.4.471>
- Blazevich, A. J., & Babault, N. (2019). Post-activation Potentiation Versus Post-activation Performance Enhancement in Humans: Historical Perspective, Underlying Mechanisms, and Current Issues. *Frontiers in Physiology*, *10*, 1359. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01359>
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Fath, F., Miller, S. C., & Kay, A. D. (2012). Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*, *113*(9), 1446–1455. <https://doi.org/10.1152/jap.2012.113.9.1446>
- Bouvier, T., Opplert, J., Cometti, C., & Babault, N. (2017). Acute effects of static stretching on muscle–tendon mechanics of quadriceps and plantar flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(7), 1309–1315. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3618-9>
- Bradley, P. S., Olsen, P. D., & Portas, M. D. (2007). THE EFFECT OF STATIC, BALLISTIC, AND PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITATION STRETCHING

- ON VERTICAL JUMP PERFORMANCE: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 223–226. <https://doi.org/10.1519/00124278-200702000-00040>
- 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*, 46(4), 526–534.
- Budini, F., Kemper, D., Christova, M., Gallasch, E., Rafolt, D., & Tilp, M. (2019). Five minutes static stretching influences neural responses at spinal level in the background of unchanged corticospinal excitability. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 19(1), 30–37.
- Cai, P., Liu, L., & Li, H. (2023). Dynamic and static stretching on hamstring flexibility and stiffness: A systematic review and meta-analysis. *Heliyon*, 9(8), e18795. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e18795>
- Chaabene, H., Behm, D. G., Negra, Y., & Granacher, U. (2019). Acute Effects of Static Stretching on Muscle Strength and Power: An Attempt to Clarify Previous Caveats. *Frontiers in Physiology*, 10, 1468. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01468>
- Cheung, K., Hume, P. A., & Maxwell, L. (2003). Delayed Onset Muscle Soreness: Treatment Strategies and Performance Factors. *Sports Medicine*, 33(2), 145–164. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333020-00005>
- Close, R., & Hoh, J. F. Y. (1968). Influence of Temperature on Isometric Contractions of Rat Skeletal Muscles. *Nature*, 217(5134), 1179–1180. <https://doi.org/10.1038/2171179a0>
- Collins, B. W., Gale, L. H., Buckle, N. C. M., & Button, D. C. (2017). Corticospinal excitability to the biceps brachii and its relationship to postactivation potentiation of the elbow flexors. *Physiological Reports*, 5(8), e13265. <https://doi.org/10.14814/phy2.13265>
- Connolly, D. A. J., Sayers, S. P., & McHUGH, M. P. (2003). Treatment and Prevention of Delayed Onset Muscle Soreness. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), 197. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2003\)017<0197:TAPODO>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0197:TAPODO>2.0.CO;2)
- Constantin-Teodosiu, D., & Constantin, D. (2021). Molecular Mechanisms of Muscle Fatigue. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(21), 11587. <https://doi.org/10.3390/ijms222111587>
- Coons, J. M., Gould, C. E., Kim, J. K., Farley, R. S., & Caputo, J. L. (2017). Dynamic stretching is effective as static stretching at increasing flexibility. *Journal of Human Sport and Exercise*, 12(4). <https://doi.org/10.14198/jhse.2017.124.02>

- Costa, P. B., Herda, T. J., Herda, A. A., & Cramer, J. T. (2014). Effects of Dynamic Stretching on Strength, Muscle Imbalance, and Muscle Activation. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(3), 586–593. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000138>
- Costa, P., Ryan, E., Herda, T., DeFreitas, J., Beck, T., & Cramer, J. (2009). Effects of Stretching on Peak Torque and the H: Q Ratio. *International Journal of Sports Medicine*, 30(01), 60–65. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038738>
- Covert, C. A., Alexander, M. P., Petronis, J. J., & Davis, D. S. (2010). Comparison of Ballistic and Static Stretching on Hamstring Muscle Length Using an Equal Stretching Dose. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 3008–3014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf3bb0>
- Cramer, J. T., Beck, T. W., Housh, T. J., Massey, L. L., Marek, S. M., Danglemeier, S., Purkayastha, S., Culbertson, J. Y., Fitz, K. A., & Egan, A. D. (2007). Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle – torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *Journal of Sports Sciences*, 25(6), 687–698. <https://doi.org/10.1080/02640410600818416>
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Johnson, G. O., Miller, J. M., Coburn, J. W., & Beck, T. W. (2004). Acute effects of static stretching on peak torque in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(2), 236–241. <https://doi.org/10.1519/R-13303.1>
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Weir, J. P., Johnson, G. O., Coburn, J. W., & Beck, T. W. (2005). The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*, 93(5–6), 530–539. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1199-x>
- Dalrymple, K. J., Davis, S. E., Dwyer, G. B., & Moir, G. L. (2010). Effect of Static and Dynamic Stretching on Vertical Jump Performance in Collegiate Women Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 149–155. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b29614>
- Day, B. L., Marsden, C. D., Obeso, J. A., & Rothwell, J. C. (1984). Reciprocal inhibition between the muscles of the human forearm. *The Journal of Physiology*, 349(1), 519–534. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1984.sp015171>
- Dirnberger, J., Wiesinger, H., Stöggel, T., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Absolute und relative Kraftausdauer der Kniebeuge- und -streckmuskulatur: Eine Reliabilitätsstudie unter Verwendung des IsoMed 2000-Dynamometers. *Sportverletzung · Sportschaden*, 26(03), 142–147. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329361>

- Edman, K. A. P., & Josephson, R. K. (2007). Determinants of force rise time during isometric contraction of frog muscle fibres. *The Journal of Physiology*, *580*(3), 1007–1019. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.119982>
- Eng, C. M., & Roberts, T. J. (2018). Aponeurosis influences the relationship between muscle gearing and force. *Journal of Applied Physiology*, *125*(2), 513–519. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00151.2018>
- Fletcher, I. M. (2010). The effect of different dynamic stretch velocities on jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, *109*(3), 491–498. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1386-x>
- Fletcher, I. M., & Monte-Colombo, M. M. (2010). An investigation into the possible physiological mechanisms associated with changes in performance related to acute responses to different preactivity stretch modalities. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, *35*(1), 27–34. <https://doi.org/10.1139/H09-125>
- Fletcher, J. R., Esau, S. P., & MacIntosh, B. R. (2010). Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, *110*(5), 1037–1046. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1582-8>
- Folland, J. P., Wakamatsu, T., & Fimland, M. S. (2008). The influence of maximal isometric activity on twitch and H-reflex potentiation, and quadriceps femoris performance. *European Journal of Applied Physiology*, *104*(4), 739–748. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0823-6>
- Fowles, J. R., Sale, D. G., & MacDougall, J. D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, *89*(3), 1179–1188. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.3.1179>
- Fukaya, T., Kiyono, R., Sato, S., Yahata, K., Yasaka, K., Onuma, R., & Nakamura, M. (2020). Effects of Static Stretching With High-Intensity and Short-Duration or Low-Intensity and Long-Duration on Range of Motion and Muscle Stiffness. *Frontiers in Physiology*, *11*, 601912. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.601912>
- Gago, P., Arndt, A., Tarassova, O., & Ekblom, M. M. (2014). Post activation potentiation can be induced without impairing tendon stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, *114*(11), 2299–2308. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2945-3>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, *81*(4), 1725–1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>

- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I.-M., Nieman, D. C., & Swain, D. P. (2011). Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(7), 1334–1359. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213fefb>
- Gardetto, P. R., Schluter, J. M., & Fitts, R. H. (1989). Contractile function of single muscle fibers after hindlimb suspension. *Journal of Applied Physiology*, *66*(6), 2739–2749. <https://doi.org/10.1152/jappl.1989.66.6.2739>
- Garrett, W. E., Nikolaou, P. K., Ribbeck, B. M., Glisson, R. R., & Seaber, A. V. (1988). The effect of muscle architecture on the biomechanical failure properties of skeletal muscle under passive extension. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(1), 7–12. <https://doi.org/10.1177/036354658801600102>
- Gorassini, M., Yang, J. F., Siu, M., & Bennett, D. J. (2002). Intrinsic Activation of Human Motoneurons: Possible Contribution to Motor Unit Excitation. *Journal of Neurophysiology*, *87*(4), 1850–1858. <https://doi.org/10.1152/jn.00024.2001>
- Greig, C. A., & Jones, D. A. (2016). Muscle physiology and contraction. *Surgery (Oxford)*, *34*(3), 107–114. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2016.01.004>
- Guissard, N., & Duchateau, J. (2006). Neural Aspects of Muscle Stretching. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *34*(4), 154–158. <https://doi.org/10.1249/01.jes.0000240023.30373.eb>
- Guissard, N., Duchateau, J., & Hainaut, K. (2001). Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*, *137*(2), 163–169. <https://doi.org/10.1007/s002210000648>
- Hatano, G., Suzuki, S., Matsuo, S., Kataura, S., Yokoi, K., Fukaya, T., Fujiwara, M., Asai, Y., & Iwata, M. (2019). Hamstring Stiffness Returns More Rapidly After Static Stretching Than Range of Motion, Stretch Tolerance, and Isometric Peak Torque. *Journal of Sport Rehabilitation*, *28*(4), 325–331. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0203>
- Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D., McHugh, M. P., & Stout, J. R. (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*, *22*(3), 809–817. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a82ec>
- Herzog, W. (2014). The role of titin in eccentric muscle contraction. *Journal of Experimental Biology*, *217*(16), 2825–2833. <https://doi.org/10.1242/jeb.099127>

- Herzog, W., Duvall, M., & Leonard, T. R. (2012). Molecular Mechanisms of Muscle Force Regulation: A Role for Titin? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *40*(1), 50–57. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31823cd75b>
- Hill, D. K. (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *The Journal of Physiology*, *199*(3), 637–684. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1968.sp008672>
- Holt, B. W., & Lambourne, K. (2008). The Impact of Different Warm-Up Protocols on Vertical Jump Performance in Male Collegiate Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(1), 226–229. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815f9d6a>
- Holt, N. C., Danos, N., Roberts, T. J., & Azizi, E. (2016). Stuck in gear: Age-related loss of variable gearing in skeletal muscle. *Journal of Experimental Biology*, *219*(7), 998–1003. <https://doi.org/10.1242/jeb.133009>
- Hoppeler, H. (2016). Moderate Load Eccentric Exercise; A Distinct Novel Training Modality. *Frontiers in Physiology*, *7*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00483>
- Hough, P. A., Ross, E. Z., & Howatson, G. (2009). Effects of Dynamic and Static Stretching on Vertical Jump Performance and Electromyographic Activity. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(2), 507–512. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818cc65d>
- Huffman, K. J. (2001). Area 3a: Topographic Organization and Cortical Connections in Marmoset Monkeys. *Cerebral Cortex*, *11*(9), 849–867. <https://doi.org/10.1093/cercor/11.9.849>
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka* (1. vyd). Univerzita Palackého.
- Kadaňka, Z. (2017). H-reflex and Its Role in EMG Laboratory and Clinical Practice. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, *80/113*(6), 641–646. <https://doi.org/10.14735/amcsnn2017641>
- Kataura, S., Suzuki, S., Matsuo, S., Hatano, G., Iwata, M., Yokoi, K., Tsuchida, W., Banno, Y., & Asai, Y. (2017). Acute Effects of the Different Intensity of Static Stretching on Flexibility and Isometric Muscle Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(12), 3403–3410. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001752>
- Kay, A. D., & Blazevich, A. J. (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*, *106*(4), 1249–1256. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.91476.2008>

- Khan, S. I., & Burne, J. A. (2009). Afferents contributing to autogenic inhibition of gastrocnemius following electrical stimulation of its tendon. *Brain Research*, *1282*, 28–37. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2009.04.048>
- Kim, H. (2017). Muscle length-dependent contribution of motoneuron Ca_v 1.3 channels to force production in model slow motor unit. *Journal of Applied Physiology*, *123*(1), 88–105. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00491.2016>
- Knapik, J. J., Wright, J. E., Mawdsley, R. H., & Braun, J. (1983). Isometric, Isotonic, and Isokinetic Torque Variations in Four Muscle Groups Through a Range of Joint Motion. *Physical Therapy*, *63*(6), 938–947. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.6.938>
- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, *171*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.02.012>
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1. vyd). Galén.
- Konhilas, J. P., Irving, T. C., & De Tombe, P. P. (2002). Length-dependent activation in three striated muscle types of the rat. *The Journal of Physiology*, *544*(1), 225–236. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.024505>
- Labeit, D., Watanabe, K., Witt, C., Fujita, H., Wu, Y., Lahmers, S., Funck, T., Labeit, S., & Granzier, H. (2003). Calcium-dependent molecular spring elements in the giant protein titin. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *100*(23), 13716–13721. <https://doi.org/10.1073/pnas.2235652100>
- Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2011). Acute effects of reactive oxygen and nitrogen species on the contractile function of skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, *589*(9), 2119–2127. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2010.199059>
- Lastayo, P. C., Reich, T. E., Urquhart, M., Hoppeler, H., & Lindstedt, S. L. (1999). Chronic eccentric exercise: Improvements in muscle strength can occur with little demand for oxygen. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, *276*(2), R611–R615. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1999.276.2.R611>
- Lee, E.-J., Joumaa, V., & Herzog, W. (2007). New insights into the passive force enhancement in skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, *40*(4), 719–727. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.009>
- Lee, R. H., & Heckman, C. J. (2000). Adjustable Amplification of Synaptic Input in the Dendrites of Spinal Motoneurons *In Vivo*. *The Journal of Neuroscience*, *20*(17), 6734–6740. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.20-17-06734.2000>

- Leonard, T. R., & Herzog, W. (2010). Regulation of muscle force in the absence of actin-myosin-based cross-bridge interaction. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 299(1), C14–C20. <https://doi.org/10.1152/ajpccell.00049.2010>
- Lieber, R. L., & Friden, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 520–526. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.520>
- Little, T., & Williams, A. G. (2006). Effects of Differential Stretching Protocols During Warm-Ups on High-Speed Motor Capacities in Professional Soccer Players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 203. <https://doi.org/10.1519/R-16944.1>
- Longo, S., Cè, E., Rampichini, S., Devoto, M., Venturelli, M., Limonta, E., & Esposito, F. (2017). Correlation between stiffness and electromechanical delay components during muscle contraction and relaxation before and after static stretching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 83–93. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.001>
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(2), 65–77. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00171.x>
- Mahlfeld, K., Franke, J., & Awiszus, F. (2004). Postcontraction changes of muscle architecture in human quadriceps muscle. *Muscle & Nerve*, 29(4), 597–600. <https://doi.org/10.1002/mus.20021>
- Manning, D. R., & Stull, J. T. (1979). Myosin light chain phosphorylation and phosphorylase a activity in rat extensor digitorum longus muscle. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 90(1), 164–170. [https://doi.org/10.1016/0006-291X\(79\)91604-8](https://doi.org/10.1016/0006-291X(79)91604-8)
- Marchetti, P. H., Reis, R. G., Gomes, W. A., Da Silva, J. J., Soares, E. G., De Freitas, F. S., & Behm, D. G. (2017). Static stretching of the pectoralis major decreases triceps brachii activation during a maximal isometric bench press. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per Le Scienze Mediche*, 176(12). <https://doi.org/10.23736/S0393-3660.17.03452-0>
- Marek, S. M., Cramer, J. T., Fincher, A. L., Massey, L. L., Dangelmaier, S. M., Purkayastha, S., Fitz, K. A., & Culbertson, J. Y. (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 94–103.
- Matsuo, S., Iwata, M., Miyazaki, M., Fukaya, T., Yamanaka, E., Nagata, K., Tsuchida, W., Asai, Y., & Suzuki, S. (2019). Changes in Flexibility and Force are not Different after

- Static Versus Dynamic Stretching. *Sports Medicine International Open*, 03(03), E89–E95. <https://doi.org/10.1055/a-1001-1993>
- McCuller, C., Jessu, R., & Callahan, A. L. (2024). Physiology, Skeletal Muscle. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537139/>
- McCutcheon, L. J., Geor, R. J., & Hinchcliff, K. W. (1999). Effects of prior exercise on muscle metabolism during sprint exercise in horses. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 87(5), 1914–1922. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.87.5.1914>
- McHugh, M. P., Tallent, J., & Johnson, C. D. (2013). The Role of Neural Tension in Stretch-Induced Strength Loss. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(5), 1327–1332. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31828a1e73>
- McMillian, D. J., Moore, J. H., Hatler, B. S., & Taylor, D. C. (2006). Dynamic vs. Static-Stretching Warm Up: The Effect on Power and Agility Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 492. <https://doi.org/10.1519/18205.1>
- McNeal, J. R., & Sands, W. A. (2003). Acute Static Stretching Reduces Lower Extremity Power in Trained Children. *Pediatric Exercise Science*, 15(2), 139–145. <https://doi.org/10.1123/pes.15.2.139>
- Meyer, K., Steiner, R., Lastayo, P., Lippuner, K., Allemann, Y., Eberli, F., Schmid, J., Saner, H., & Hoppeler, H. (2003). Eccentric Exercise in Coronary Patients: Central Hemodynamic and Metabolic Responses. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(7), 1076–1082. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074580.79648.9D>
- Mishra, S. (2013). Effect of Physical activity on Insulin Resistance, Inflammation and Oxidative Stress in Diabetes Mellitus. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2013/6518.3306>
- Mizuno, T. (2022). Effects of Dynamic Stretching Velocity on Joint Range of Motion, Muscle Strength, and Subjective Fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(9), 2440–2447. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003842>
- Moretto, L., Ušaj, M., Matusovsky, O., Rassier, D. E., Friedman, R., & Månsson, A. (2022). Multistep orthophosphate release tunes actomyosin energy transduction. *Nature Communications*, 13(1), 4575. <https://doi.org/10.1038/s41467-022-32110-9>
- Mutungi, G., & Ranatunga, K. W. (1996). The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 496(3), 827–836. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021730>
- Needham, R. A., Morse, C. I., & Degens, H. (2009). The Acute Effect of Different Warm-up Protocols on Anaerobic Performance in Elite Youth Soccer Players. *Journal of Strength*

- and Conditioning Research*, 23(9), 2614–2620.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b1f3ef>
- Nelson, A. G., Guillory, I. K., Cornwell, C., & Kokkonen, J. (2001). Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(2), 241–246.
- Nelson, R. T., & Bandy, W. D. (2004). Eccentric Training and Static Stretching Improve Hamstring Flexibility of High School Males. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 254–258.
- Neumann, D. A. (2013). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation* (Second edition). Mosby.
- Nie, H., Madeleine, P., Arendt-Nielsen, L., & Graven-Nielsen, T. (2009). Temporal summation of pressure pain during muscle hyperalgesia evoked by nerve growth factor and eccentric contractions. *European Journal of Pain*, 13(7), 704–710.
<https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2008.06.015>
- Opplert, J., & Babault, N. (2018). Acute Effects of Dynamic Stretching on Muscle Flexibility and Performance: An Analysis of the Current Literature. *Sports Medicine*, 48(2), 299–325. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0797-9>
- Opplert, J., Paizis, C., Papitsa, A., Blazevich, A. J., Cometti, C., & Babault, N. (2020). Static stretch and dynamic muscle activity induce acute similar increase in corticospinal excitability. *PLOS ONE*, 15(3), e0230388.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230388>
- Page, P. (2012). Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(1), 109–119.
- Palmer, T. B., Pineda, J. G., Cruz, M. R., & Agu-Udemba, C. C. (2019). Duration-Dependent Effects of Passive Static Stretching on Musculotendinous Stiffness and Maximal and Rapid Torque and Surface Electromyography Characteristics of the Hamstrings. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(3), 717–726.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003031>
- Palmer, T. B., & Thiele, R. M. (2019). Passive Stiffness and Maximal and Explosive Strength Responses After an Acute Bout of Constant-Tension Stretching. *Journal of Athletic Training*, 54(5), 519–526. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-62-18>
- Palomero, J., Pye, D., Kabayo, T., & Jackson, M. J. (2012). Effect of passive stretch on intracellular nitric oxide and superoxide activities in single skeletal muscle fibres:

- Influence of ageing. *Free Radical Research*, 46(1), 30–40.
<https://doi.org/10.3109/10715762.2011.637203>
- Peake, J. M., Neubauer, O., Della Gatta, P. A., & Nosaka, K. (2017). Muscle damage and inflammation during recovery from exercise. *Journal of Applied Physiology*, 122(3), 559–570. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00971.2016>
- Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports*, 10(3), 159–166.
- Power, K., Behm, D., Cahill, F., Carroll, M., & Young, W. (2004). An Acute Bout of Static Stretching: Effects on Force and Jumping Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(8), 1389–1396. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000135775.51937.53>
- Proske, U., & Morgan, D. L. (1999). [No title found]. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 20(5/6), 433–442. <https://doi.org/10.1023/A:1005573625675>
- Pulverenti, T. S., Trajano, G. S., Kirk, B. J. C., & Blazevich, A. J. (2019). The loss of muscle force production after muscle stretching is not accompanied by altered corticospinal excitability. *European Journal of Applied Physiology*, 119(10), 2287–2299. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04212-8>
- Pulverenti, T. S., Trajano, G. S., Walsh, A., Kirk, B. J. C., & Blazevich, A. J. (2020). Lack of cortical or Ia-afferent spinal pathway involvement in muscle force loss after passive static stretching. *Journal of Neurophysiology*, 123(5), 1896–1906. <https://doi.org/10.1152/jn.00578.2019>
- Purslow, P. P. (1989). Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: Implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 21–31. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90181-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90181-4)
- Racinais, S., Gaoua, N., & Grantham, J. (2008). Hyperthermia impairs short-term memory and peripheral motor drive transmission. *The Journal of Physiology*, 586(19), 4751–4762. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2008.157420>
- Rathelot, J.-A., & Strick, P. L. (2009). Subdivisions of primary motor cortex based on cortico-motoneuronal cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(3), 918–923. <https://doi.org/10.1073/pnas.0808362106>
- Rio, E., Van Ark, M., Docking, S., Moseley, G. L., Kidgell, D., Gaida, J. E., Van Den Akker-Scheek, I., Zwerver, J., & Cook, J. (2017). Isometric Contractions Are More Analgesic Than Isotonic Contractions for Patellar Tendon Pain: An In-Season Randomized Clinical Trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(3), 253–259. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000364>

- Roberts, T. J., Eng, C. M., Sleboda, D. A., Holt, N. C., Brainerd, E. L., Stover, K. K., Marsh, R. L., & Azizi, E. (2019). The Multi-Scale, Three-Dimensional Nature of Skeletal Muscle Contraction. *Physiology*, 34(6), 402–408. <https://doi.org/10.1152/physiol.00023.2019>
- Ross, E. Z., Middleton, N., Shave, R., George, K., & Nowicky, A. (2007). Corticomotor excitability contributes to neuromuscular fatigue following marathon running in man. *Experimental Physiology*, 92(2), 417–426. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2006.035972>
- Ryan, E. D., Everett, K. L., Smith, D. B., Pollner, C., Thompson, B. J., Sobolewski, E. J., & Fiddler, R. E. (2014). Acute effects of different volumes of dynamic stretching on vertical jump performance, flexibility and muscular endurance. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 34(6), 485–492. <https://doi.org/10.1111/cpf.12122>
- Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Herda, A. A., & Cramer, J. T. (2014). Acute effects of passive stretching of the plantarflexor muscles on neuromuscular function: The influence of age. *AGE*, 36(4), 9672. <https://doi.org/10.1007/s11357-014-9672-x>
- Sato, S., Kiyono, R., Takahashi, N., Yoshida, T., Takeuchi, K., & Nakamura, M. (2020). The acute and prolonged effects of 20-s static stretching on muscle strength and shear elastic modulus. *PLOS ONE*, 15(2), e0228583. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228583>
- Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B., & Kadagan, S. M. (2009). Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes: Static and dynamic stretching: women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 268–281. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00923.x>
- Siatras, T. A., Mittas, V. P., Mameletzi, D. N., & Vamvakoudis, E. A. (2008). The Duration of the Inhibitory Effects with Static Stretching on Quadriceps Peak Torque Production. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 40–46. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815f970c>
- Sim, A. Y., Dawson, B. T., Guelfi, K. J., Wallman, K. E., & Young, W. B. (2009). Effects of Static Stretching in Warm-Up on Repeated Sprint Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(7), 2155–2162. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b438f3>
- Simic, L., Sarabon, N., & Markovic, G. (2013). Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(2), 131–148. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01444.x>

- Small, K., Mc Naughton, L., & Matthews, M. (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*, 16(3), 213–231. <https://doi.org/10.1080/15438620802310784>
- Søgaard, K., Gandevia, S. C., Todd, G., Petersen, N. T., & Taylor, J. L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology*, 573(2), 511–523. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.103598>
- Stephenson, D. G., & Williams, D. A. (1985). Temperature-dependent calcium sensitivity changes in skinned muscle fibres of rat and toad. *The Journal of Physiology*, 360(1), 1–12. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1985.sp015600>
- Stevanovic, V. B., Jelic, M. B., Milanovic, S. D., Filipovic, S. R., Mikic, M. J., & Stojanovic, M. D. M. (2019). Sport-Specific Warm-Up Attenuates Static Stretching- Induced Negative Effects on Vertical Jump But Not Neuromuscular Excitability in Basketball Players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(2), 282–289.
- Stone, M. H., Sands, W. A., Pierce, K. C., Ramsey, M. W., & Haff, G. G. (2008). Power and Power Potentiation Among Strength–Power Athletes: Preliminary Study. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 3(1), 55–67. <https://doi.org/10.1123/ijsp.3.1.55>
- Stuart, G. J., & Spruston, N. (2015). Dendritic integration: 60 years of progress. *Nature Neuroscience*, 18(12), 1713–1721. <https://doi.org/10.1038/nn.4157>
- Sugi, H., Abe, T., Kobayashi, T., Chaen, S., Ohnuki, Y., Saeki, Y., & Sugiura, S. (2013). Enhancement of Force Generated by Individual Myosin Heads in Skinned Rabbit Psoas Muscle Fibers at Low Ionic Strength. *PLoS ONE*, 8(5), e63658. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0063658>
- Szentesi, P., Dienes, B., Kutchukian, C., Czirjak, T., Buj-Bello, A., Jacquemond, V., & Csernoch, L. (2023). Disrupted T-tubular network accounts for asynchronous calcium release in MTM1-deficient skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 601(1), 99–121. <https://doi.org/10.1113/JP283650>
- Takeuchi, K., Akizuki, K., & Nakamura, M. (2021). Association between static stretching load and changes in the flexibility of the hamstrings. *Scientific Reports*, 11(1), 21778. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-01274-7>
- Takeuchi, K., Nakamura, M., Matsuo, S., Akizuki, K., & Mizuno, T. (2022). Effects of Speed and Amplitude of Dynamic Stretching on the Flexibility and Strength of the Hamstrings.

- Journal of Sports Science and Medicine*, 608–615.
<https://doi.org/10.52082/jssm.2022.608>
- Taylor, J. M., Weston, M., & Portas, M. D. (2013). The Effect of a Short Practical Warm-up Protocol on Repeated Sprint Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(7), 2034–2038. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182736056>
- 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., & Maresh, C. M. (2008). Effects of Stretching on Upper-Body Muscular Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1279–1285. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816eb501>
- Trajano, G. S., Seitz, L. B., Nosaka, K., & Blazevich, A. J. (2014). Can passive stretch inhibit motoneuron facilitation in the human plantar flexors? *Journal of Applied Physiology*, 117(12), 1486–1492. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00809.2014>
- Trajano, G. S., Seitz, L. B., Nosaka, K., & Blazevich, A. J. (2019). Passive muscle stretching impairs rapid force production and neuromuscular function in human plantar flexors. *European Journal of Applied Physiology*, 119(11–12), 2673–2684. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04244-0>
- Trajano, G. S., Seitz, L., Nosaka, K., & Blazevich, A. J. (2013). Contribution of central vs. Peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*, 115(2), 212–218. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00333.2013>
- Vandenboom, R. (2016). Modulation of Skeletal Muscle Contraction by Myosin Phosphorylation. In R. Terjung (Ed.), *Comprehensive Physiology* (1st ed., pp. 171–212). Wiley. <https://doi.org/10.1002/cphy.c150044>
- Veldman, M. P., Maffiuletti, N. A., Hallett, M., Zijdwind, I., & Hortobágyi, T. (2014). Direct and crossed effects of somatosensory stimulation on neuronal excitability and motor performance in humans. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 47, 22–35. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2014.07.013>
- Wei, K., Glaser, J. I., Deng, L., Thompson, C. K., Stevenson, I. H., Wang, Q., Hornby, T. G., Heckman, C. J., & Kording, K. P. (2014). Serotonin Affects Movement Gain Control in the Spinal Cord. *Journal of Neuroscience*, 34(38), 12690–12700. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1855-14.2014>

- Winke, M. R., Jones, N. B., Berger, C. G., & Yates, J. W. (2010). Moderate Static Stretching and Torque Production of the Knee Flexors. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(3), 706–710. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c557>
- Winters, M. V., Blake, C. G., Trost, J. S., Marcello-Brinker, T. B., Lowe, L., Garber, M. B., & Wainner, R. S. (2004). Passive Versus Active Stretching of Hip Flexor Muscles in Subjects With Limited Hip Extension: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*, 84(9), 800–807. <https://doi.org/10.1093/ptj/84.9.800>
- Worrell, T. W., Smith, T. L., & Winegardner, J. (1994). Effect of Hamstring Stretching on Hamstring Muscle Performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(3), 154–159. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.20.3.154>
- Wu, G., Ekedahl, R., Stark, B., Carlstedt, T., Nilsson, B., & Hallin, R. G. (1999). Clustering of Pacinian corpuscle afferent fibres in the human median nerve. *Experimental Brain Research*, 126(3), 399–409. <https://doi.org/10.1007/s002210050746>
- Xenofondos, A., Bassa, E., Vrabas, I. S., Kotzamanidis, C., & Patikas, D. A. (2018). Muscle Twitch Torque During Two Different in Volume Isometric Exercise Protocols: Fatigue Effects on Postactivation Potentiation. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(2), 578–586. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002311>
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M., & Yasuda, K. (2007). Acute Effects of Dynamic Stretching Exercise on Power Output During Concentric Dynamic Constant External Resistance Leg Extension. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1238. <https://doi.org/10.1519/R-21366.1>
- Young, W., Elias, G., & Power, J. (2006). Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(3), 403–411.
- Yuen, M., & Ottenheijm, C. A. C. (2020). Nebulin: Big protein with big responsibilities. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 41(1), 103–124. <https://doi.org/10.1007/s10974-019-09565-3>
- Zhi, G., Ryder, J. W., Huang, J., Ding, P., Chen, Y., Zhao, Y., Kamm, K. E., & Stull, J. T. (2005). Myosin light chain kinase and myosin phosphorylation effect frequency-dependent potentiation of skeletal muscle contraction. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(48), 17519–17524. <https://doi.org/10.1073/pnas.0506846102>
- Zmijewski, P., Lipinska, P., Czajkowska, A., Mróz, A., Kapuściński, P., & Mazurek, K. (2020). Acute Effects of a Static vs. A Dynamic Stretching Warm-up on Repeated-Sprint

Performance in Female Handball Players. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 161–172.
<https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0043>

Seznam obrázků

DS – dynamický stretching

EMG – elektromyografie

GTO – Golgiho šlachová tělíska

HAM – hamstringy

NO – kontrolní měření

PICs - persistent inward currents (trvalé vnitřní proudy)

QF- quadriceps femoris

SS – statický stretching

Seznam tabulek

Tabulka 1	Změna síly v závislosti na délce SS	24
Tabulka 2	Porovnání PT koncentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 60°/s	41
Tabulka 3	Porovnání PT koncentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 240°/s	42
Tabulka 4	Porovnání PT excentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 60°/s	44
Tabulka 5	Porovnání PT excentrické kontrakce extenzorů při rychlosti 60°/s	45
Tabulka 6	Porovnání PT koncentrické kontrakce flexorů při rychlosti 60°/s	46
Tabulka 7	Porovnání PT koncentrické kontrakce flexorů při rychlosti 240°/s	47
Tabulka 8	Porovnání PT excentrické kontrakce flexorů při rychlosti 240°/s	48
Tabulka 9	Porovnání PT excentrické kontrakce flexorů při rychlosti 60°/s	49
Tabulka 10	Porovnání PT izometrické kontrakce extenzorů v 60° kolenní flexe	50
Tabulka 11	Porovnání PT izometrické kontrakce flexorů v 30° kolenní flexe	51

Seznam grafů

Graf 1	Porovnání maximální koncentrické svalové síly QF při rychlosti 60°/s42
Graf 2	Porovnání maximální koncentrické svalové síly QF při rychlosti 240°/s43
Graf 3	Porovnání maximální excentrické svalové síly QF při rychlosti 60°/s44
Graf 4	Porovnání maximální excentrické svalové síly QF při rychlosti 240°/s45
Graf 5	Porovnání maximální koncentrické svalové síly HAM při rychlosti 60°/s46
Graf 6	Porovnání maximální koncentrické svalové síly HAM při rychlosti 240°/s47
Graf 7	Porovnání maximální excentrickou svalové síly HAM při rychlosti 60°/s48
Graf 8	Porovnání maximální excentrickou svalové síly HAM při rychlosti 240°/s49
Graf 9	Porovnání maximální izometrické svalové síly QF v 65°50
Graf 10	Porovnání maximální izometrické svalové síly HAM v 30°51

Seznam obrázků

Obrázek 1	Svalová struktura.....	13
Obrázek 2	Schéma H reflexu.....	17
Obrázek 3	Post-aktivační potenciace – fosforylace.....	26

Seznam příloh

Příloha 1 Cviky statický stretching



Příloha 2 Cviky dynamický stretching



Příloha 3 Isomed 2000 a postavení probanda při testování



Příloha 3 Deskriptivní statistika vědecká otázka č.1

	N	Průměr	Medián	MIN	MAX	SD	Var. Koef.
PT CONC QF (EX) 60 SS	17	257,4	260,0	184,5	310,0	32,2	12,5
PT CONC QF (EX) 60 NO	17	261,9	266,0	159,2	302,2	35,7	13,6
PT CONC QF (EX) 60 DS	17	275,7	277,2	195,8	330,2	29,0	10,5
PT CONC QF (EX) 240 SS	17	165,5	176,3	115,2	208,9	29,0	17,5
PT CONC QF (EX) 240 NO	17	168,4	171,0	124,5	208,2	26,1	15,5
PT CONC QF (EX) 240 DS	17	178,3	188,7	126,5	209,0	24,0	13,5

Legenda: N – počet probandů, MIN – minimum, MAX – maximum, SD – směrodatná odchylka

Příloha 4 Deskriptivní statistika vědecká otázka č.2

	N	Průměr	Medián	MIN	MAX	SD	Var. Koef.
PT CONC HAM (FLX) 60-SS	17	136,1	138,1	102,0	174,0	18,4	13,5
PT CONC HAM (FLX) 60-NO	17	135,1	135,0	99,1	167,7	17,7	13,1
PT CONC HAM (FLX) 60-DS	17	146,3	145,5	97,5	183,8	20,9	14,3
PT CONC HAM (FLX) 240-SS	17	116,1	110,3	77,7	168,0	20,9	18,0
PT CONC HAM (FLX) 240-NO	17	117,2	110,7	80,0	154,5	19,6	16,8
PT CONC HAM (FLX) 240-DS	17	124,6	122,0	84,0	159,0	20,2	16,2

Legenda: N – počet probandů, MIN – minimum, MAX – maximum, SD – směrodatná odchylka

Příloha 5 Deskriptivní statistika vědecká otázka č.3

	N	Průměr	Medián	MIN	MAX	SD	Var. Koef.
PT EXC QF (FLX) 60 - SS	17	341,4	356,1	246,8	390,7	45,4	13,3
PT EXC QF (FLX) 60 - NO	17	344,5	357,0	228,3	399,0	46,5	13,5
PT EXC QF (FLX) 60 - DS	17	364,4	380,7	257,0	434,3	51,2	14,0
PT EXC QF (FLX) 240-SS	17	348,6	365,7	204,5	404,2	52,8	15,1
PT EXC QF (FLX) 240-NO	17	356,3	371,3	210,3	423,8	53,5	15,0
PT EXC QF (FLX) 240-DS	17	373,2	390,0	227,0	428,0	58,5	15,7

Legenda: N – počet probandů, MIN – minimum, MAX – maximum, SD – směrodatná odchylka

Příloha 6 Deskriptivní statistika vědecká otázka č.4

	N	Průměr	Medián	MIN	MAX	SD	Var. Koef.
PT EXC HAM (EX) 60-SS	17	175,7	175,0	132,0	219,0	23,7	13,5
PT EXC HAM (EX) 60-NO	17	172,4	166,5	130,9	218,3	24,8	14,4
PT EXC HAM (EX) 60-DS	17	187,3	179,0	139,3	249,0	30,0	16,0
PT EXC HAM (EX) 240-SS	17	210,4	210,4	166,5	254,0	21,8	10,4
PT EXC HAM (EX) 240-NO	17	211,3	215,3	155,0	235,0	21,9	10,4
PT EXC HAM (EX) 240-DS	17	219,3	218,9	161,0	262,0	27,5	12,5

Legenda: N – počet probandů, MIN – minimum, MAX – maximum, SD – směrodatná odchylka

Příloha 7 Deskriptivní statistika vědecká otázka č.5.

	N	Průměr	Medián	MIN	MAX	SD	Var. Koef.
IZO QF (EX) - SS	17	330,7	327,0	240,8	410,0	49,2	14,9
IZO QF (EX) - NO	17	343,8	342,8	224,1	432,5	58,5	17,0
IZO QF (EX) - DS	17	358,4	357,0	248,0	458,0	58,3	16,3
IZO HAM (FLX) - SS	17	166,9	168,5	113,0	240,0	27,8	16,7
IZO HAM (FLX) - NO	17	163,8	167,2	110,3	243,8	30,3	18,5
IZO HAM (FLX) - DS	17	170,9	172,4	129,8	246,0	29,2	17,1

Legenda: N – počet probandů, MIN – minimum, MAX – maximum, SD – směrodatná odchylka

Příloha 8 Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT CONC QF (EX) 60°

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 19,73134 p = ,00005 Koeficient shody = ,58033 Prům.hods. r = ,55410			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT CONC QF (EX) 60-NO	1,735294	29,50000	261,9353	35,66702
PT CONC QF (EX) 60-SS	1,411765	24,00000	257,4118	32,18452
PT CONC QF (EX) 60-DS	2,852941	48,50000	275,7294	29,04814

Příloha 9 Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT CONC QF (EX) 240°

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 7,373134 p = ,02506 Koeficient shody = ,21686 Prům.hods. r = ,16791			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT CONC QF (EX) 240-NO	1,794118	30,50000	168,4471	26,07401
PT CONC QF (EX) 240-SS	1,676471	28,50000	165,4824	28,95909
PT CONC QF (EX) 240-DS	2,529412	43,00000	178,3235	24,00046

Příloha 10 Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT EXC QF (FLX) 60°

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 20,58824 p = ,00003 Koeficient shody = ,60554 Prům.hods. r = ,58088			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT EXC QF (FLX) 60-NO	1,705882	29,00000	344,5000	46,53777
PT EXC QF (FLX) 60-SS	1,411765	24,00000	341,3588	45,44725
PT EXC QF (FLX) 60-DS	2,882353	49,00000	364,3588	51,18282

Příloha 11 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT EXC QF (FLX) 240°*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 10,70588 p = ,00473 Koeficient shody = ,31488 Prům.hods. r = ,27206			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT EXC QF (FLX) 240-NO	1,941176	33,00000	356,2588	53,47225
PT EXC QF (FLX) 240-SS	1,470588	25,00000	348,6176	52,78322
PT EXC QF (FLX) 240-DS	2,588235	44,00000	373,1941	58,47584

Příloha 12 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT CONC HAM (FLX) 60°*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 15,17647 p = ,00051 Koeficient shody = ,44637 Prům.hods. r = ,41176			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT CONC HAM (FLX) 60-NO	1,529412	26,00000	135,0824	17,69602
PT CONC HAM (FLX) 60-SS	1,705882	29,00000	136,1294	18,44081
PT CONC HAM (FLX) 60-DS	2,764706	47,00000	146,3353	20,92725

Příloha 13 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT CONC HAM (FLX) 240°*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 6,117647 p = ,04694 Koeficient shody = ,17993 Prům.hods. r = ,12868			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT CONC HAM (FLX) 240-NO	1,882353	32,00000	117,2176	19,64644
PT CONC HAM (FLX) 240-SS	1,647059	28,00000	116,0529	20,88900
PT CONC HAM (FLX) 240-DS	2,470588	42,00000	124,5882	20,24092

Příloha 14 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody PT EXC HAM (EX) 60°*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 16, sv = 2) = 16,62500 p = ,00025 Koeficient shody = ,51953 Prům.hods. r = ,48750			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
PT EXC HAM (EX) 60-NO	1,437500	23,00000	174,7375	23,52337
PT EXC HAM (EX) 60-SS	1,750000	28,00000	177,4563	23,22946
PT EXC HAM (EX) 60-DS	2,812500	45,00000	186,6313	30,81094

Příloha 15 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody IZO QF (EX)*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 17,76471 p = ,00014 Koeficient shody = ,52249 Prům.hods. r = ,49265			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
IZO QF (EX) -NO	1,705882	29,00000	343,7706	58,45717
IZO QF (EX) -SS	1,470588	25,00000	330,7235	49,20246
IZO QF (EX) -DS	2,823529	48,00000	358,3706	58,25336

Příloha 16 *Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody IZO HAM (FLX)*

Proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (data) ANOVA chí-kv. (N = 17, sv = 2) = 3,647059 p = ,16146 Koeficient shody = ,10727 Prům.hods. r = ,05147			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm.Odch.
IZO HAM (FLX) -NO	1,705882	29,00000	163,7706	30,26423
IZO HAM (FLX) -SS	1,941176	33,00000	166,9000	27,81099
IZO HAM (FLX) -DS	2,352941	40,00000	170,9353	29,24998

Příloha 17 Souhlas etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-51903/1030S-2024

Vážený pan
Bc. Daniel Červený

2024-02-19

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Vliv statického a dynamického stretchingu na maximální koncentrickou, excentrickou a izometrickou svalovou sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Mgr. Simona Dobešová Čakıraloglu, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 852
www.fzv.upol.cz

Příloha 18 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Vliv statického a dynamického stretchingu na maximální koncentrickou, excentrickou a izometrickou svalovou sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu

Období realizace: 1.6.2023 – 1.6.2024

Řešitelé projektu: Bc. Daniel Červený

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je popsat efekt statického a dynamického stretchingu na svalovou sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu. Výzkum proběhne ve dvou po sobě následujících dnech, ve kterých za pomoci izokinetického dynamometru změřím, jak se vaše svalová síla změní v závislosti na konkrétním typu stretchingu. Před každým měřením proběhne krátké zahřátí, následuje protažení podle předem připraveného protokolu a nakonec testování. Druhý den podstoupíte stejný program, jen s odlišným protokolem protahovacích cviků. Celková doba výzkumu by neměla v jednom dni přesáhnout 60 minut. Účastí na výzkumu pro sebe můžete získat unikátní informace, zda je pro Vás výhodnější se před sportovním výkonem protahovat staticky nebo naopak dynamicky. Tím můžete do budoucna předejít zraněním a současně zvýšit Váš výkon. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mě informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mě podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

Daniel Červený