

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

SLEDOVÁNÍ AKTIVITY SVALSTVA DOLNÍ KONČETINY POMOCÍ POVRCHOVÉ
ELEKTROMYOGRAFIE PŘI APLIKACI PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ
FACILITACE

Diplomová práce

Autor: Bc. Barbora Kuňáková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2016

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Barbora Kuňáková

Název diplomové práce: Sledování aktivity svalstva dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie při aplikaci propioceptivní neuromuskulární facilitace.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, FTK UP v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá porovnáváním a hodnocením vlivu maximálního a přiměřeného odporu a různých poloh probanda na aktivitu svalů testované nedominantní dolní končetiny při využití metody PNF na kontralaterální dominantní dolní končetinu (indirektivní stimulace). Soubor tvořilo 20 probandů ve věku $24,3 \pm 0,6$ let. Iradiační elektrická aktivita svalů testované nedominantní dolní končetiny byla snímána prostřednictvím SEMG (povrchové elektromyografie, surface electromyography). Povrchové elektrody byly umístěny na m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius lateralis. Výsledky naznačují, že indirektivní terapie je vhodná a efektivní metoda pro zvyšování svalové síly kontralaterální dolní končetiny. Zjistili jsme, že přiměřený odpor je statisticky efektivnější ve prospěch GMed, GMax a RF oproti maximálnímu odporu v průběhu PNF diagonály. Dále bylo zjištěno, že vyšší aktivita prostřednictvím iradiace u TA, GL, GMed a BF nastává v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem, zatímco v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem svého maxima dosahoval pouze GMax. Výsledkem také je, že nejvíce svalů se na nedominantní DK maximálně aktivovalo ve 3. a 4. intervalu, což odpovídá druhé polovině diagonály během vykonávání pohybu ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace na dominantní DK. Výsledky práce naznačují, že indirektivní přístup může být vhodným doplňkem terapie.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie (SEMG), PNF, indirektivní techniky, cross-educace, iradiace, dolní končetina, svaly kolem kolenního kloubu.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Barbora Kuňáková, BA.

Title of the master thesis: PNF induced muscle activation of the lower limb via surface electromyography.

Department: Department of Physiotherapy, FTK UP in Olomouc

Supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

The year of presentation: 2016

Abstract: The diploma thesis deals with assessing and evaluating the effectiveness of indirect application of PNF. Various techniques and positions of the probands were applied on the unexercised (non-dominant) lower limb while the contralateral (dominant) lower limb was exercised. Within the frame of the research an application of indirect lower limb PNF pattern exercise was carried out by two examiners with a group of 20 probands aged 24.3 ± 0.6 . A surface electromyography was used for the measurement and electrical activity of the unexercised limb was analysed. Surface electrodes were placed at m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior and m. gastrocnemius lateralis. The results revealed a significant change in the muscular activation of the opposite-side lower limb. The findings suggest that PNF pattern training of the dominant lower limb can be effective at promoting muscular activation of the contralateral muscles. We found out that constant resistance is statistically more effective than maximal resistance with benefit for GMed, GMax and RF during PNF diagonal. In addition, it was found out that the position of the tested lower limb has a significant effect on the activation of these muscles. In the position on the back with the knee flexed, the respective maximum activity was reached in the muscles TA, GL, GMed and BF, whereas in the position on the side with the knee flexed, only the GMax muscle reached its maximum activity. The results further imply that most muscles on the non-dominant lower limb were activated maximally in 3rd and 4th interval. That is the second half of the diagonal during PNF pattern: flexion – abduction – internal rotation. The results of the work indicate that the indirect approaches can be a suitable therapy supplement.

Keywords: surface electromyography (SEMG), PNF, indirective techniques, cross-education, irradiation, lower limb, knee muscles.

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 5. června 2016

.....

Děkuji Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za cenné rady, trpělivost a čas, který mi věnovala při vedení diplomové práce. Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D. děkuji za ochotu a pomoc při realizaci a vyhodnocení výzkumu. RNDr. Milanu Elfmarkovi děkuji za pomoc a trpělivost při zpracování statistických dat.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE.....	10
2.1 Definice PNF	10
2.2 Neurofyziologické mechanismy PNF	10
2.2.1 Význam proprioceptorů a terapeutické využití proprioceptivní aferentace ..	10
2.3 PNF vzorce	11
2.4 Facilitační mechanismy PNF	11
2.4.1 Protážení, napínací reflex	12
2.4.2 Odpor pohybu.....	12
2.4.3 Iradiace a zesílení	12
2.4.4 Manuální kontakt.....	13
2.5 PNF techniky.....	13
2.6 PNF vzory pro dolní končetinu	14
2.6.1 II. diagonála, vzorec flexe – abdukce – vnitřní rotace	14
3 IRADIACE	15
3.1 Odpor a iradiace v terapii.....	15
3.1.1 Příklady využití iradiace v terapii.....	16
3.2 Iradiace a kontralaterální trénink	16
3.3 Iradiace v praxi.....	17
3.3.1 Iradiace z pohledu fyzioterapie	17
3.3.1.1 Iradiace u imobilizace.....	18
3.3.2 Iradiace z biomechanického hlediska.....	19
3.4 Mechanismy cross-edukace	19
3.4.1 Změny svalové morfologie.....	19
3.4.2 Spinální mechanismy.....	20
3.4.3 Centrální mechanismy	20

3.4.3.1 Bilaterální a ipsilaterální kortikospinální projekce.....	20
3.4.3.2 Interhemisferální změny prostřednictvím corpus callosum	22
3.5 Studie zabývající se efektivitou cross-edukace u jednotlivých diagnóz.....	24
3.6 Velikost cross-edukace v jednotlivých studiích	25
3.7 Studie potvrzující efektivitu indirektivní terapie	25
3.7.1 Efekt iradiace na kontralaterální dolní končetině prostřednictvím PNF a měřená pomocí SEMG).	26
3.7.2 Efekt autotréninku a terapeutem asistovaného PNF tréninku na aktivitu kontralaterálních svalů).....	27
3.7.3 Efekt břišního lisu na aktivitu kontralaterálních svalů DK při aplikaci PNF.	28
3.7.4 Efekt iradiace na svalovou sílu extensorů DK aplikované u dospělých jedinců prostřednictvím PNF.....	29
3.8 Vliv dominance končetin, velikosti svalové síly a typu kontrakce na iradiaci a vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů	31
3.8.1 Vliv dominance končetin na iradiaci.....	31
3.8.2 Vliv velikosti svalové síly na iradiaci	31
3.8.3 Vliv typu kontrakce na iradiaci	32
3.8.4 Vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů	32
4 CÍLE A HYPOTÉZY	35
4.1 Cíle diplomové práce.....	35
4.2 Výzkumné otázky	35
4.2.1 Výzkumná otázka č. 1	35
4.2.2 Výzkumná otázka č. 2	35
4.2.3 Výzkumná otázka č. 3	36
4.2.4 Výzkumná otázka č. 4	36
4.2.5 Výzkumná otázka č. 5	36
4.2.6 Výzkumná otázka č. 6	36
5 METODIKA VÝZKUMU	37

5.1 Charakteristika výzkumného souboru	37
5.1.1 Odebrání osobní anamnézy	37
5.2.2 Kineziologický rozbor	37
5.2 Postup měření	38
5.3 Povrchová elektromyografie	38
5.3.1 Specifikace elektromyografického přístroje.....	39
5.4 Vlastní měření	39
5.4.1 Příprava kůže	39
5.4.2 Lokalizace elektrod	39
5.4.3 Testované polohy.....	40
5.4.2.1 Poloha vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK	41
5.4.2.2 Poloha vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK	41
5.4.2.3 Poloha vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK	41
5.4.3 Měření v průběhu vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace	43
5.5 Metodika vyhodnocování výsledků	44
5.5.1 Analýza SEMG záznamu	44
5.5.2 Statistické zpracování naměřených dat	45
6 VÝSLEDKY	47
6.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1	47
6.1.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 1	48
6.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2	49
6.2.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 2	54
6.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3	55
6.3.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 3	56
6.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4	56

6.4.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 4	58
6. 5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5	58
6.5.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 5	59
6.6 Výsledky k výzkumné otázce č. 6	59
6.6.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 6	61
7 DISKUZE	62
7.1 Diskuze k výsledkům výzkumné otázky č. 1	63
7.2 Diskuze k výsledkům výzkumné otázky č. 2	65
7.3 Limity výzkumu.....	67
8 ZÁVĚRY	68
9 SHRNU TÍ.....	70
10 SUMMARY	71
11 REFERENČNÍ SEZNAM.....	72
SEZNAM ZKRATEK	83
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	85
SEZNAM TABULEK	86
SEZNAM GRAFŮ	87
12 SEZNAM PŘÍLOH	88

1 ÚVOD

Metoda Proprioeptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je koncept, který se v rehabilitační praxi hojně využívá. Přesto je vědeckých studií zabývajících se facilitačními technikami nedostatek ve srovnání s technikami relaxačními, které jsou publikovány v hojném počtu. V naší práci se proto zaměřujeme na techniky facilitační v rámci indirektivního přístupu. Podstatou indirektivního přístupu je iradiace svalové aktivity do ostatních částí těla, čehož se s výhodou využívá zejména v terapii imobilizovaných a bolestivých končetin.

Cílem této práce je porovnat vliv dvou technik a různých poloh probanda na míru aktivace svalů testované (nedominantní) dolní končetiny při využití II. diagonály z konceptu PNF na kontralaterální (dominantní) dolní končetinu (indirektivní přístup).

V přehledu poznatků se věnujeme nejprve proprioeptivní neuromuskulární facilitaci, kde se zabýváme principy tohoto konceptu, facilitačními technikami a jednotlivými vzory, které využijeme pro praktickou část diplomové práce. Další podkapitola navazuje indirektivním přístupem – zde pojednáváme o iradiaci a možnosti využití iradiace v praxi. Dále udáváme mechanismy cross edukace a efekt cross edukace na kontralaterální „netrénovanou“ končetinu. Blíže zde popisujeme studie potvrzující efektivitu indirektivní terapie. Na závěr shrnujeme poznatky o vlivu dominance, velikosti síly a typu kontrakce na iradiaci a vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů.

Pro vyhledávání elektronických zdrojů byl použit převážně vzdálený přístup do sítě Univerzity Palackého v Olomouci. Publikované odborné studie byly nalezeny zejména pomocí vyhledávacích databází PubMed, Science Direct, EBSCO a vyhledávače Google Scholar. Ke klíčovým slovům a spojením použitých při vyhledávání studií patří: PNF, indirect treatment, surface EMG, irradiation, cross-education a jejich kombinace. Rešerše článků pro diplomovou práci byla provedena v období od února 2015 do ledna 2016. Celkový počet publikací, ze kterých byly čerpány informace do diplomové práce, je 107. Z toho je celkem 97 studií. 91 nalezených studií bylo v anglickém jazyce, 6 v českém jazyce. Pro zhotovení této práce bylo využito i 10 knih, 4 v anglickém a 6 v českém jazyce.

2 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE

2.1 Definice PNF

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je terapeutický koncept založený Dr. Hermanem Kabatem ve 40. letech 20. století. PNF je aktivní proces, který podporuje a urychluje odpověď neuromuskulárního systému díky stimulaci proprioceptorů (Voss, Ionta & Myers, 1985 in Westwater-Wood, Adams & Kerry, 2010). Usnadňuje provedení funkce a také umožňuje provedení normálních pohybových vzorů pomocí proprioceptivního vzruchu (Adler, Beckers & Buck, 2003).

2.2 Neurofyziologické mechanismy PNF

K základním neurofyziologickým mechanismům PNF patří cílené ovlivňování motoneuronů v předních rozích míšních prostřednictvím aferentních impulsů ze svalových, šlachových a kloubních proprioceptorů (Voss et al., 1985). Motoneurony jsou zároveň ovlivňovány eferentními impulsy z vyšších motorických center. Tato centra reagují na aferentní impulsy zprostředkované například manuálním kontaktem – zdroj exteroceptivního a proprioceptivního toku informací vstupujících do CNS (Véle, 2006). Dále také prostřednictvím aferentních impulsů z taktilních, zrakových a sluchových exteroceptorů (Kolář et al., 2009, kapitola Proprioceptivní neuromuskulární aplikace, str. 276).

2.2.1 Význam proprioceptorů a terapeutické využití proprioceptivní aferentace

Stimulací proprioceptorů dosahujeme aktivace především kosterního svalstva v daných pohybových vzorech (souhrách). Je to pro terapii nejvhodnější aferentace, protože proprioceptory se prakticky neadaptují. Vnější zásahem lze ovlivnit tok aferentních signálů a tím ovlivnit i řídicí proces v CNS. Na pohybu se tak podílí nejen motorický, ale i senzorický systém a signály ze smyslových receptorů, které mají značný vliv na průběh pohybu (Véle, 2006).

Základním mechanismem PNF je využívání komplexních pohybových diagonál – synergií. Mozek totiž „myslí“ v pohybech, ne v jednotlivých svalech. PNF tak využívá spolupráce velkých svalových skupin, protože jednotlivé svaly nejsou zodpovědné za pohyb. Při pohybu pomáhají svalu synergisté a zároveň stabilizátory. Proto jsou podstatou PNF sdružené pohybové vzorce, synergistické pohyby a vždy dva antagonistické vzory tvořící diagonálu. Pohybu se účastní celé svalové skupiny a pohyb se děje v několika kloubech a rovinách zároveň.

2.3 PNF vzorce

Pohybový PNF vzorec je vždy tří složkový. Kombinuje pohyby ve všech třech rovinách – to vede k vysoké úrovni koordinace. Facilitační PNF vzorce mají spirální a diagonální komponenty, které odpovídají přirozeným pohybům v běžném životě. Spirální složku vzorce zajišťuje rotace, diagonální složku pak flexe, extenze, abdukce a addukce. Počáteční rotace, která je nejdůležitější pro začátek pohybu probíhá u koordinovaných pohybů od periferie až ke kořenovému kloubu a je klíčem pro efektivní aplikaci odporu. Rotace také provází a ukončuje pohyb (Holubářová & Pavlů, 2011).

Facilitační pohybové vzorce se mohou provádět buď jako pasivní pohyb, nebo aktivní pohyb s dopomocí, aktivní pohyb a pohyb proti odporu. Mohou se provádět v plném rozsahu, v omezeném rozsahu pohybu nebo v malém úseku vzorce (Holubářová & Pavlů, 2011). V naší diplomové práci se zaměříme na aktivní pohyb a jako facilitačního mechanismu pro svalovou kontrakci využijeme přiměřeného odporu v průběhu pohybu a odporu maximálního na konci pohybu netestované dolní končetiny.

2.4 Facilitační mechanismy PNF

K facilitaci se využívá propioceptivní a exteroceptivní stimulace, které dosahujeme prostřednictvím: protažení, odpor, manuální kontakt, iradiace a zesílení. K dalším neméně důležitým facilitačním mechanismům patří trakce a aproximace, verbální a zrková stimulace, timing a pozice těla terapeuta (Adler, Beckers & Buck, 2008). Podrobněji se v této práci věnujeme:

2.4.1 Protážení, napínací reflex

Protážení je výchozí polohou facilitačního vzorce. Končetina je do této polohy uvedena pasivně a to od proximálních částí k distálním s důrazem na rotační složku vzorce (Holubářová & Pavlů, 2011). V poloze protážení je možné využít „stretch reflex“ – reflex, který je vyvolán jemným, rychlým dotažením svalu. Spolu se „stretch reflexem“ je dán pokyn k pohybu. „Stretch reflex“ je vyvolán ze svalu, který je v napětí buď protážením, nebo kontrakcí (Adler et al., 2008). Dle Kabata je napínací reflex jediným způsobem, jak vyvolat kontrakci u velmi slabého svalu (Kabat, 1958). Protážení tedy vyvolává nebo stimuluje svalovou kontrakci a může inhibovat antagonisty (Kolář et al., 2009, kapitola Facilitační postupy v PNF, str. 277).

2.4.2 Odpor pohybu

Odpor jako facilitační mechanismus budeme aplikovat v praktické části diplomové práce. „Aktivní resistovaná kontrakce svalu je nejefektivnější proprioceptivní facilitací“ (Adler et al., 2008). Aktivní pohyb svalu proti zevnímu odporu snižuje práh dráždivosti a facilituje pohyb. Dle Gellhorna, Hydea & Gaye (1949) je velikost této facilitace přímo úměrná velikosti odporu. Při odporu stoupá aktivace v synergistických svalech a šíří se proximálně i distálně. K dosažení hladkého koordinovaného pohybu je výhodnější práce proti odporu (uzavřený kinematický řetězec), než pohyb volný v otevřeném kinematickém řetězci.

Maximální odpor je kladený izotonické kontrakci v plném rozsahu pohybu. Velikost odporu musí být přizpůsobena pacientově kondici a cíli terapie, takový odpor nazýváme optimálním (Adler et al., 2008). „Pacient je pomocí kladení odporu pohybu veden a důraz je při odporu kladen hlavně na rotační složku“ (Holubářová & Pavlů, 2011). Odpor proti pohybu vede ke zvětšení kontroly pohybu, zvýšení svalové síly a náboru motorických jednotek. Manuální odpor se využívá ke stimulaci neuromuskulárního systému a propriocepce (Adler et al., 2008).

2.4.3 Iradiace a zesílení

Sumací předcházejících impulsů dochází k fenoménu iradiace (vyzařování). Iradiace je biomechanická a neuropsychologická reakce těla na aktivitu v jiné části těla. Jde

o rozšíření reakce na stimul do celého synergistického vzoru ve smyslu facilitace nebo inhibice. Je podmínkou selektivního pohybu, motorické kontroly.

Iradiace svalové aktivity se využívá k facilitaci oslabených svalů. Stejně tak resistovaná kontrakce silných svalů dolní končetiny produkuje iradiaci do slabších svalů kdekoliv na těle. Tohoto poznatku využijeme v praktické části diplomové práce.

Zesílení je pak terapeutické přelévání svalové aktivity ze svalů silnějších na svaly oslabené (Adler et al., 2008).

2.4.4 Manuální kontakt

Dalším facilitačním mechanismem je manuální kontakt. Metoda PNF má svůj specifický „handling“ – využívá tzv. lumbrikální úchop, který stimuluje receptory v kůži a tlakem na sval pomáhá jeho lepší aktivaci (Adler et al., 2008). Manuální kontakt slouží ke kontrole pohybu, odporování rotací a také dává pacientovi informaci o směru pohybu, umožňuje vedení a tím dobré provedení pohybu (Adler et al., 2008). „Kontakt terapeuta s pacientem musí být pevný, ale nebolestivý“ (Holubářová & Pavlů, 2011).

2.5 PNF techniky

V metodě propioceptivní neuromuskulární facilitace rozlišujeme facilitační a relaxační techniky. Tyto techniky byly vypracovány na základě kombinací pohybových vzorů a vhodných facilitačních mechanismů vedoucích k různým druhům svalových kontrakcí (Kolář, 2009). V této práci se zaměříme právě na techniky facilitační. Funkční vzory a manuální techniky facilitují koordinaci a neuromuskulární stabilitu jednotlivých segmentů díky aktivaci svalových skupin, snižují unavitelnost svalu, zlepšují tělesnou percepci a pomáhají pacientovi při učení relaxace. Izometrická aktivita svalu se například využívá pro mobilizaci svalových skupin a tím zlepšení aktivního rozsahu pohybu, zvýšení svalové síly a/ nebo redukci bolesti. Facilitační techniky mají také funkci reciproční inhibice antagonistů například u techniky opakovaných kontrakcí, nebo u zvratu agonistů.

Cílem relaxačních technik je myorelaxace, snížení bolesti a zvýšení pasivního rozsahu pohybu. Tyto techniky se dále využívají pro stretching nebo relaxaci a také jako prevence poškození (například ve sportu), (Arai, Shimizu, Shimizu, Tanaka &

Yanagisawa, 2001; Shimura & Kasai, 2002; Ferber, Gravelle & Osternig, 2002 in Westwater-Wood, Adams & Kerry, 2010).

2.6 PNF vzory pro dolní končetinu

V naší diplomové práci se zaměříme na využití II. diagonály z konceptu PNF na dolní končetinu (DK). Vzory pro dolní končetiny (DKK) jsou využívány k léčbě dysfunkcí v oblasti pánve a dolních končetin způsobených svalovou slabostí, inkoordinací a omezením rozsahu pohybu v kloubech. PNF vzorce pro DKK lze použít k léčbě funkčních problémů jako je chůze, chození do schodů a ze schodů a zapojení trupu při chůzi.

Kyčel a hlezenní kloub tvoří synergistický komplex. Koleno je volné a pohybuje se z flexe do extenze, nebo z extenze do flexe, nebo zůstává nehybné. V normálním časovém sledu se do pohybu zapojí nejprve prstce na nohou, ploska a hlezenní kloub, jakmile dokončí pohyb distální segment, koleno a kyčel se přidávají společně ve svém rozsahu pohybu. Diagonály na DKK můžeme provádět v rozličných polohách: vleže na zádech, na boku, vsedě, ve stoje, v kvadrupedální poloze. Polohy vybíráme v závislosti na schopnostech pacienta, cíli terapie a vlivu gravitace (Adler et al., 2008).

2.6.1 II. diagonála, vzorec flexe – abdukce – vnitřní rotace

Již několik zahraničních studií potvrdilo, že II. diagonála se vzorcem s vnitřní rotací kyčelního kloubu je pro cross-edukaci nejefektivnější.

Grzebellus & Hering (1998) sledovali efekt PNF vzorů u zdravých probandů a následně u pacientů, kteří podstoupili artroskopii kolenního kloubu. Výzkumníci zjistili, že s výjimkou jednoho svalu byl PNF vzor s vnitřní rotací kyčelního kloubu nejefektivnější ve smyslu iradiace svalové síly na kontralaterální (operovanou) končetinu během cvičení zdravé (neoperované) končetiny.

Arai, Shimizu, Shimizu, Tanaka & Yanagisawa, (2001) studovali, jaký druh odporovaného PNF vzoru jedné končetiny způsobí nejefektivnější cross-edukaci na končetině imobilizované sádro. Zjistili, že PNF vzor s vnitřní rotací kyčelního kloubu byl pro cross-edukaci signifikantně nejefektivnější.

II. diagonála, vzorec flexe – abdukce – vnitřní rotace s extendovaným kolenním kloubem, který na základě těchto studií využijeme při praktickém měření na zdravých probandech, začíná pohybem do dorsiflexe a everze chodidla a hlezenního kloubu, poté následuje extenze prstů. Everze hlezenního kloubu je spojena s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a tento pohyb nastává téměř simultánně. Pokračování tohoto pohybu je spojeno s flexí a úklonem trupu na stranu.

Distální ruka terapeuta dává odpor everzi a zároveň provádí trakci hlezenního kloubu. Odporování abdukci a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu vychází z everze na periferii. Trakce hlezenního kloubu podporuje dorsální flexi chodidla a flexi kyčelního kloubu. Proximální ruka terapeuta odporuje flexi femuru, vnitřní rotaci a abdukci (Adler et al., 2008).

3 IRADIACE

3.1 Odpor a iradiace v terapii

Kabat v roce 1961 napsal, že odporování pohybu vede k iradiaci, a že rozšíření svalové aktivity nastává v určitých synergických vzorcích (Adler et al., 2008). Správně aplikovaný odpor proti pohybu na zdravé straně, vede k iradiaci a zesílení na straně imobilizované/ oslabené. Terapeut určuje velikost odporu, který dává silnějším svalům, aby ovlivnil svaly oslabené. Zvyšování velikosti odporu zvyšuje velikost a rozsah svalové odpovědi. Změna pohybu, který je odporován, nebo změna polohy pacienta se také projeví na výsledném efektu. Terapeut udává velikost odporu a typ svalové kontrakce tak, aby to odpovídalo kondici pacienta, svalové síle, svalovému tonu, bolesti a také cíli léčby. Každý pacient totiž reaguje odlišně, každý pacient je individuální, a proto nelze zevšeobecnit, jak velký odpor klást, nebo jakým pohybům odporovat (Adler et al., 2008).

Maximální odpor, jako facilitační mechanismus PNF, je definován nejvyšší mírou odporu, která může být aplikována proti isotonicke kontrakci s možností vykonání plného rozsahu pohybu a proti izometrické kontrakci umožňující pacientovi udržet výchozí pozici. Vhodně aplikovaný odpor vede k iradiaci svalové aktivity (Voss, Ionta & Myers, 1985). Během izometrické práce svalů proti maximálnímu odporu se svaly

zapojují kokontrakčně, konečným efektem je tedy stabilizace celého pohybového řetězce (Dvořák, 2005b).

Maximální efektivita iradiace nastává, pokud terapeut odporuje silným svalům nebo vzorcům a jakmile pacientovi silné končetiny pracují v kombinaci s těmi slabšími (Adler et al., 2008).

3.1.1 Příklady využití iradiace v terapii

- odporování kontrakci jedné končetiny podporuje svalovou kontrakci na imobilizované kontralaterální končetině
- odporování supinace předloktí facilituje zevní rotaci v rameni
- odporování flexe v kyčli způsobuje kontrakci flexorů trupu
- odporovaná flexe v kyčli s addukcí a zevní rotací facilituje ipsilaterální dorsiflexi s inverzí.
- odporovaná flexe krční páteře vede k facilitaci flexe trupu a kyčli (Adler et al., 2008).

3.2 Iradiace a kontralaterální trénink

Indirektivní přístupy jsou založeny na principu iradiace. Iradiace znamená, že aktivita silnějších svalů proti odporu vede k aktivitě slabých nebo inaktivních svalů. Tento léčebný přístup, kdy lze posílit svaly bez jejich přímého tréninku cross edukací, se nazývá iradiace.

Cross-edukace je definována jako zvýšení svalové síly nebo funkčního výkonu netrénované kontralaterální končetiny po unilaterálním tréninku homologní končetiny (Farthing, Chilibeck & Binsted, 2005; Carroll, Herbert, Munn, Lee & Gandevia, 2006).

Tento fenomén byl ve vědecké literatuře prvně zmíněn v roce 1894 a objevil ho Scripture a jeho kolegové (Scripture, Smith & Brown, 1894). Byli prvními, kteří zdokumentovali efektivitu cross-edukace a to u pacienta s frakturou horní končetiny. Silový trénink pravé ruky probíhal pomocí izometrických kontrakcí za použití gumového balónku. Síla byla měřena připevněním gumového balónku k ručnímu dynamometru. Tréninkový program se skládal z 10 opakování a celkem 8 sezení po dobu 13 dní. Scripture et al. (1894) prokázali, že tréninkem pravé ruky došlo ke zvýšení síly levé ruky o 43%. Pomocí jednoduchého manometru tak demonstrovali, že

unilaterální silový trénink zdravé končetiny vede k posílení kontralaterální imobilizované končetiny.

Enoka pak téměř o 100 let později (1988) přišel s názorem, že cross-edukace (cross-training effect, cross-transfer) odpovídá kontralaterálnímu efektu, který je dán chronickou motorickou aktivitou jiné končetiny (Enoka, 1988). Sherrington definoval iradiaci, jako rozšíření odpovědi na stimulaci, kterou může být facilitace (kontrakce) nebo inhibice (relaxace) synergisticky pracujících svalů nebo celých pohybových vzorů (Sherrington, 1911). Termín iradiace použily již v 50. letech 20. století Margaret Knott a Dorothy Voss – fyzioterapeutky, které se zajistily o rozvoj metody propioceptivní neuromuskulární facilitace (Knott & Voss, 1956).

Indirektivní přístup v cross edukaci vede k tomu, že trénování zdravé nebo dominantní končetiny má za následek zlepšení, posílení funkce afektované končetiny (Hortobágyi, Scott, Lambert, Hammilton & Tracy, 1999). Z tohoto důvodu se PNF může soustředit na oslabenou stranu tím, že trénuje silnější stranu s využitím přístupu zvaným iradiace (Knott & Voss, 1968).

3.3 Iradiace v praxi

V zahraniční literatuře je studiemí podporován a dokazován fakt, že cross edukace může být v klinické praxi aplikována jako rehabilitace na neuromuskulárním podkladě (Kannus et al., 1992; Devine, Barney & John, 1981; Gregg, Mastellone & Gersten, 1957; Hellebrandt, 1951). Na druhou stranu, co se týče aplikace cross-tréninku v klinické rehabilitaci, zůstává v literatuře velká mezera. Chybí zde dostatek studií, které by aplikovali cross-edukaci v rehabilitaci reálných pacientů. Aby mohla být cross-edukace plně využita v klinické praxi, je nutné provést další výzkumy ukazující, jak může být cross-edukace aplikována ve fyzioterapii.

3.3.1 Iradiace z pohledu fyzioterapie

Z hlediska fyzioterapie je cross-edukace efektivní jako prevence v redukci počtu funkčních motorických jednotek a jako prevence svalové atrofie, která vzniká následkem imobilizace například po muskuloskeletálním zranění, operaci, nebo následkem redukovaného pohybu (Kannus, Alosa, Cook, Johnson, Renstrom, Pope, Beynnon, Yasuda, Nichols & Kaplan, 1992).

Cross-edukace může být přirovnávána ke svalové aktivaci netrénované končetiny v průběhu silového tréninku trénované končetiny. Tento jev je označován jako „asociovaná kontrakce“ nebo „zrcadlová aktivita“ (Cincotta & Ziemann, 2008; Sehm, Perez, Xu, Hidler & Cohen, 2010).

3.3.1.1 Iradiace u imobilizace

V rehabilitační praxi tak lze cross edukace výhodně využít u pacientů, kteří z důvodu imobilizace nemohou používat afektovanou končetinu. Například v brzkém pooperačním stádiu, kdy je operovaná končetina imobilizovaná a bolestivá, je indirektivní stimulace důležitá a efektivní. Imobilizace, i krátkodobá, totiž způsobuje významnou ztrátu funkce poškozené končetiny, která pak často pro návrat funkce vyžaduje prodlouženou rehabilitaci (Suetta et al., 2009). Ve studii Hortobágyi, Demsey & Fraser (2000) bylo zjištěno, že 3 týdenní imobilizace kolenního kloubu způsobuje redukci svalové síly a maximální volní kontrakce (MVC) m. quadriceps femoris o 47%. 4 až 5 týdenní imobilizace loketního kloubu vede k o něco menšímu poklesu – 35% snížení MVC m. biceps brachii (Yue, Bilodeau & Hardy, 1997).

Je-li cílem rehabilitace zlepšit funkci svalů například kolenního kloubu imobilizované a bolestivé končetiny v brzkém pooperačním stádiu, má iradiace důležitou a efektivní roli. Nepřímou (indirektivní) cestou dojde ke zvýšení inervace afektovaných svalů (Németh & Steinhausz, 2008).

Rychlejší rekonvalescence může nastat také u pacientů po implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu, prostřednictvím procesu indirektivní inervace oslabených gluteálních svalů.

Imobilizace končetiny a kloubu v důsledku muskuloskeletálního zranění má silný dopad na takto postižené jedince. Ztráta svalové síly asociovaná s imobilizací znamená například pro atlety dlouhodobý útlum ve výkonnosti a podstoupení rehabilitace k získání ztracené formy (Stevenson, Finch, Hamer & Elliot, 2003).

Senioři pak mají v důsledku imobilizace větší potíže se znovuzískáním svalové funkce s častými potížemi získat zpět kvalitu života a nezávislost na druhých.

Pokud je přítomna bolest, terapie je zaměřena na oblasti bez bolesti. Terapeut může díky indirektivní aplikaci léčit afektovanou končetinu nebo kloub aniž by riskoval zvýšením bolesti nebo zranění (Adler et al., 2008).

Cross-edukace má také význam u pacientů s popáleninami, frakturami nebo u pacientů s artritidou, kteří nejsou schopni pohybovat afektovanou končetinou a indirektivní přístup by tak pro ně byl benefitem.

3.3.2 Iradiace z biomechanického hlediska

Z biomechanického hlediska je iradiace prostředkem k dosažení posturální stability těla, dojde-li k jejímu narušení zevní silou (Enoka, 1988). Mezi faktory ovlivňující iradiaci je nutné zařadit také výchozí podmínky a individualitu každého jedince. Výchozí stabilitu systému určuje velikost opěrné báze a průmět těžiště do opěrné báze. Také individuální biomechanické charakteristiky, jako jsou tělesná hmotnost, výška a typ tělesné konstituce se do stability systému promítají.

Z pohledu biomechaniky je tedy iradiace snaha o funkční mechanickou stabilitu. Hellebrandt, Parrish & Houtz (1947) už v polovině 20. století zjistili, že kontralaterální končetina se aktivuje v průběhu odporovaného unilaterálního tréninku za účelem zajistit lepší posturální stabilizaci, a proto je i netrénovaná končetina aktivní.

Ve studii Arai, Shimizu., Shimizu, Tanaka & Yanagisawa (2001); Bembien & Murphy (2001) a ve studii Grzebellus & Hering (1994) došli k závěru, že když je unilaterální trénink velké svalové skupiny aplikován proti velkému odporu, nastává zvýšení posturální adaptace a to zahrnuje další synergistickou ko-kontrakci více svalových skupin včetně trupu a vzdálených končetin stejně jako kontralaterální končetiny.

3.4 Mechanismy cross-edukace

3.4.1 Změny svalové morfologie

Je známo, že silový trénink vede k adaptaci periferního systému (PNS), konkrétně k hypertrofii svalů, zvýšené koncentraci enzymů a zvýšené kompozici kontraktilních proteinů, které přispívají ke zvýšení síly trénovaných svalů (Folland & Williams, 2007).

Studie zkoumající fyziologické změny netrénované končetiny neprokázaly signifikantní změny ve svalech, které by vedly k hypertrofii svalu, změně svalových vláken a průřezu svalu. Netrénovaná končetina stejně jako trénovaná však nabývá svalové síly (Moritani & deVries, 1979; Ploutz, Tesch, Biro & Dudley, 1994;

Hortobágyi, Hill, Houmard, Fraser, Lambert & Israel, 1996; Farthing, Chilibeck & Binsted, 2005).

Již dříve bylo zjištěno, že zvýšení kontralaterální svalové síly a tedy adaptace PNS netréované končetiny nevychází ze změn svalové morfologie (Houston, Froese, Valeriete, Green & Ranney, 1983).

Studie, ve kterých bylo antropometrické nebo histologické měření zaměřeno na typ svalových vláken anebo průřez svalu, nepotvrdily, že unilaterální silový trénink způsobuje kontralaterální adaptaci svalů. Svalové mechanismy tedy nehrají roli v iradiaci prostřednictvím cross-edukace (Hortobágyi, Hill, Houmard, Lambert & Israel, 1996; Houston, Froese, Valeriete, Green & Ranney, 1983).

K čemu také u netréované končetiny dochází, jsou anabolické hormonální změny, které doprovází odporovaný trénink. Avšak hormonální adaptace nejsou hlavním zdrojem pro zvýšení kontralaterální svalové síly. Za kontralaterální facilitaci jsou dle studií zodpovědné centrální a spinální neurální mechanismy.

3.4.2 Spinální mechanismy

Spinální mechanismy ve spojení s centrálními mechanismy mohou vést ke cross-edukaci. Mozek a spinální mícha velmi úzce spolupracují na řídicích pohybech, což může vést k tomu, že mícha přispívá ke zvýšení síly netréované končetiny. Spinální mechanismy mohou přispívat ke cross-edukaci modifikací reflexů nebo změnou descendentních podnětů pro svaly (Pierrot-Deseilligny & Burke, 2005).

Existují důkazy potvrzující, že adaptace na spinální úrovni nastává následně po unilaterálním tréninku, avšak současná metodologie není schopná určit specifické spinální dráhy, které mohou být v průběhu unilaterálního tréninku ovlivněny (Carroll, Selvanayagam, Riek & Semmler, 2011).

3.4.3 Centrální mechanismy

3.4.3.1 Bilaterální a ipsilaterální kortikospinální projekce

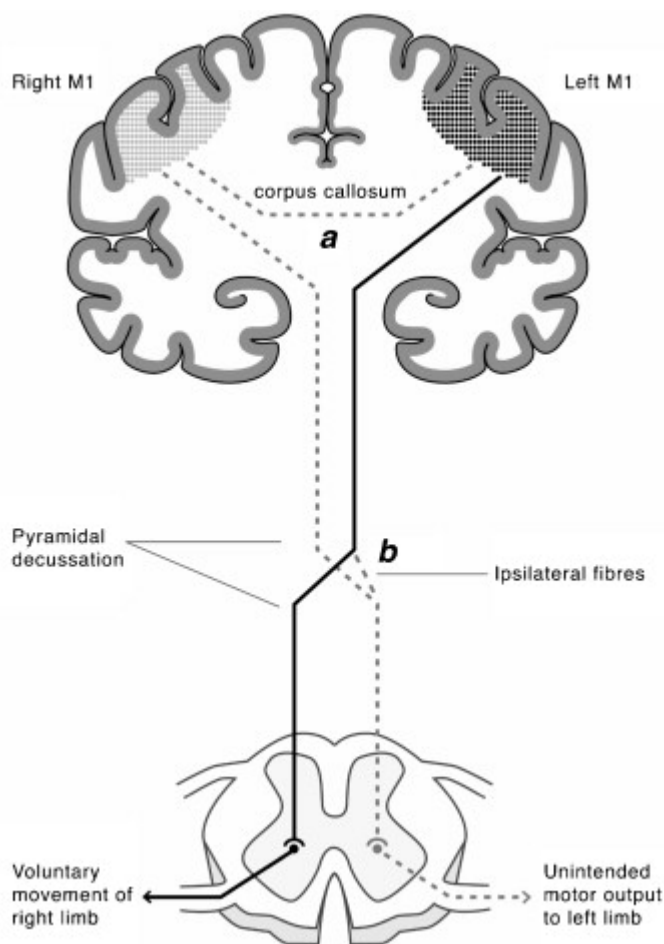
Existují studie dokazující, že struktura a organizace mozku hraje důležitou roli v cross-edukaci. Anatomické spojení mezi dvěma hemisférami hraje důležitou roli v transferu sensorických a kognitivních informací a v koordinaci motorického plánování a motorické kontroly (Eliassen, Baynes, Gazzaniga, 1999). Vědci se také domnívají, že interneurony hrají signifikantní roli v transferu informací z jedné strany primárního

motorického kortexu do druhé (Hortobágyi, 2005). Spojení mezi dvěma hemisférami je tedy důležité pro cross-edukaci (Lee & Carroll, 2007).

Hortobágyi et al. (2011) publikovali studii, která vedla k pokroku o vlivu neurálních mechanismů na cross-edukaci po zjištění v průběhu aktivity netréované končetiny. Studie použila transkraniální magnetickou stimulaci (TMS) u zdravých probandů, u kterých probíhal trénink m. interosseus dorsalis I. Výsledky ukázaly 49,9% zvýšení svalové síly trénované končetiny a 28,1% zvýšení síly netréované končetiny. Hortobágyi et al. (2011) je první studie, která prokázala důkaz o plasticitě 10 interhemisferických spojení vedoucích ke cross-edukaci pomocí jednoduchého motorického úkolu.

Ipsilaterální kortikospinální vlákna z primárního motorického kortexu (M1) poskytují dráhy pro neurální řízení a stimulaci kontralaterálních homologních svalů v průběhu unilaterální svalové kontrakce (Carroll, Herbert, Munn, Lee & Gandevia, 2006; Cernacek, 1961; Carson, 2005).

Termín „motorická iradiace“ představuje bilaterální kortikospinální aktivitu, která nastává v průběhu unilaterálního pohybu, a která je pravděpodobně generována těmito drahami (Cernacek, 1961; Carr, Harrison & Stephens, 1994; Hellebrandt, Parrish & Houtz, 1947). Existuje přibližně 80%, dle studie Lagerquist, Zehr & Docherty (2006) 85-90% descendentních kortikospinálních vláken, která se kříží na úrovni medulla oblongata, v decussatio pyramidum a dostávají se na kontralaterální stranu. To znamená, že levý primární motorický kortex kontroluje volní pohyby na pravé straně a naopak. Zatímco 10-15% těchto axonů zůstává na ipsilaterální straně, nekříží se (Lagerquist et al., 2006). Většina těchto vláken se eventuálně kříží v různých etážích spinální míchy a inervuje tedy kontralaterální svaly. A však ne všechny anteriorní kortikospinální trakty se kříží (viz Obrázek 1, str. 22, část b), (Kisner & Colby, 2007). Proto motorické impulsy vycházející z jedné mozkové hemisféry inervují jak kontralaterální, tak v menší míře i ipsilaterální stranu. 10-15% kortikospinálních vláken se nekříží na kontralaterální stranu, a proto je koaktivace homologních svalů vysvětlována jako přelévání descendentních impulsů z ipsilaterálního motorického kortexu (Lee, Hinder, Gandevia & Carrol, 2010). Tato funkce ipsilaterálních vláken tak může být anatomickým podkladem pro cross edukaci (viz Obrázek 1, str. 22) a zdá se mít hlavní roli v efektivitě kontralaterálního silového tréninku (FitzGerald, 1996; Nyberg-Hansen & Rinvik, 1963).



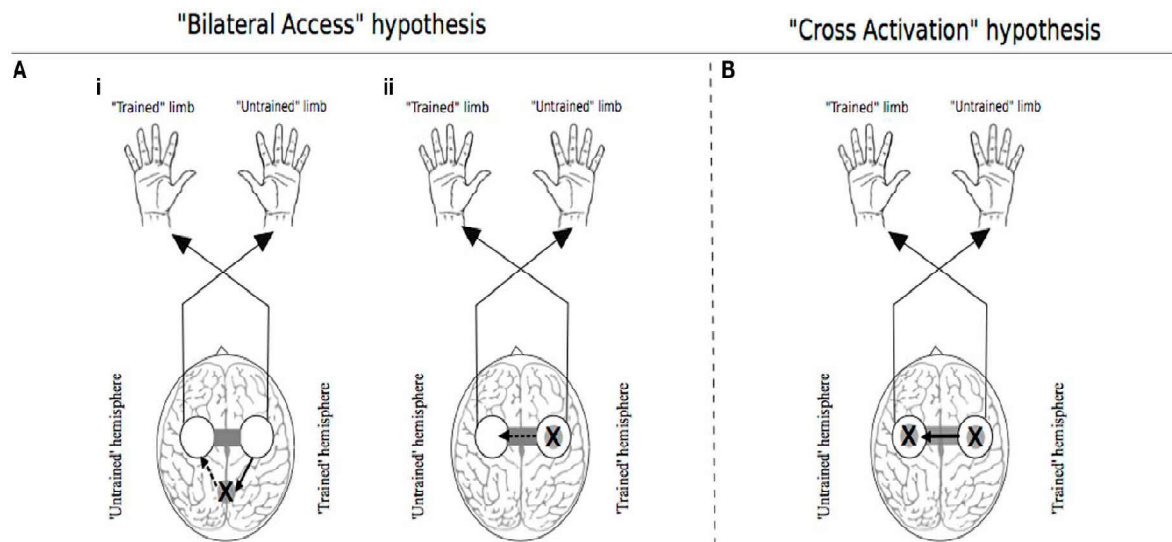
Obrázek 1. Vizualizace motorické iradiace.

Dráhy pro zamýšlený (černá čára) a pro nechtěný (šedá přerušovaná čára) výstup z motorického kortexu k motoneuronům jednotlivých svalů končetin. Část a) představuje interhemisferální komunikaci mezi pravým a levým motorickým kortexem prostřednictvím corpus callosum, b) reprezentuje ipsilaterální kortikospinální vlákna, která se nekříží v oblasti medulla oblongata. Převzato z: (Hendy, Spittle & Kidgell, 2012, str. 97).

3.4.3.2 Interhemisferální změny prostřednictvím corpus callosum

Centrální neurální mechanismy zahrnují excitaci relevantní části motorického kortexu v průběhu volní kontrakce trénované končetiny. Mozková kůra tak stimuluje aktivaci homologních svalů na kontralaterální straně (Davis, 1942; Hellebrandt et al., 1947). Kristeva, Cheyne & Deecke (1991) zjistili, že unilaterální volní pohyby produkují homologní aktivitu kontralaterálního motorického kortexu prostřednictvím difuze impulsů mezi mozkovými hemisférami (viz Obrázek 1, str. 22, část a), (Yue & Cole, 1996; Kristeva et al., 1991; Cernacek 1961).

Dalším faktorem, zodpovědným za cross-trénink nebo iradiaci může tedy být hypotéza, kdy motorické engramy vytvořené v dominantní hemisféře mohou být zpřístupněny pro kontralaterální hemisféru prostřednictvím corpus callosum. Tím je umožněno zapojení i netrénované DK (viz Obrázek 2, str. 23), (Lee, Hinder, Gandevia & Carroll, 2010).



Obrázek 2. Teoretické modely cross edukace.

V panelu (A) reprezentuje plná šipka proces, který nastává v průběhu unilaterálního tréninku. Přerušovaná šipka reprezentuje proces specifický pro následnou fázi přenosu, ve které je pohyb generován netrénovanou končetinou. (Ai) znázorňuje hypotézu, kde engramy vypracované v průběhu unilaterálního motorického tréninku jsou založeny v mozkových centrech, přístupných pro síť motoneuronů trénované i netrénované končetiny. (Aii) vyjadřuje hypotézu „corpus callosum“. Zde jsou tréninkem získané adaptace lateralizovány z motorické sítě projektující se do trénované končetiny do motorické sítě netrénované končetiny prostřednictvím přenosu přes corpus callosum. Panel (B) reprezentuje cross aktivační hypotézu v průběhu unilaterálního tréninku. Aktivace homologní motorické sítě vede ke vzniku bilaterální adaptace, která facilituje následnou aktivaci netrénované končetiny. Převzato z: (Ruddy & Carson, 2013, str. 2).

Další podpora korového mechanismu v efektu kontralaterálního tréninku vychází z pozorování, že unilaterální trénink v představě zvyšuje svalovou sílu kontralaterální strany (Yue & Cole, 1992), což platí alespoň pro intrinsic svaly ruky (tj. svaly, které mají origo a insertio na ruce). Tyto svaly mají totiž menší maximální svalovou aktivaci

než svaly ostatní a to je dělá náchylnějšími ke zvýšené aktivaci centrálními mechanismy.

3.5 Studie zabývající se efektivitou cross-edukace u jednotlivých diagnóz

Mills & Quintana (1985) zjišťovali efektivitu cross edukace u 11 hemiplegických pacientů, kteří nemohou volně pohybovat plegickou končetinou. Bylo zjištěno, že jednostranný trénink silnější (zdravé) končetiny (m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. quadriceps femoris) provokuje EMG aktivitu kontralaterálních homologních svalů a mnohdy i ostatních svalových skupin. Výsledkem je benefit spočívající v obnovení funkce svalů afektované končetiny.

Stromberg (1986) hodnotil efekt kontralaterální terapie u rehabilitace pacientů, kteří měli po operaci paže nasazenou dlahu po dobu 3 týdnů. Jedna skupina pacientů absolvovala unilaterální trénink a druhá skupina byla kontrolní, bez terapie. Ve studii byla potvrzena efektivita cross edukace a signifikantní rozdíly v rozsahu pohybu prstů, zápěstí a síly úchopu u skupiny, která podstoupila cross edukaci.

McCartney (1988) hodnotil 5 pacientů se spinální svalovou atrofií. Po 9 týdnech unilaterálního tréninku, byla svalová síla trénované končetiny vyšší o 19% – 34%, zatímco zvýšení kontralaterální svalové síly jednostranným tréninkem se pohybovalo od 14% do 25%.

Cross edukace může být aplikována i na ostatní klinické diagnózy, jako je například cévní mozková příhoda (CMP). Dragert & Zehr (2012) publikovali první studii, která aplikovala cross-edukaci jako rehabilitaci pacientů s iktem. Cílem studie bylo zjistit, zda trénink unilaterální dorsiflexe méně afektované končetiny může vést ke zvýšení síly a motorického výstupu trénované a netrénované končetiny. Výsledky ukázaly, že trénovaná končetina zvýšila svalovou sílu o 34% a netrénovaná končetina zvýšila sílu o 31%. Důležitým poznatkem je, že 4 pacienti, kteří nebyli schopni generovat sílu postižené končetiny před tréninkem, toho byli schopni po ukončení tréninku zdravé končetiny. Tato studie tak potvrzuje první důkaz o benefitu efektu cross edukace v rehabilitaci pacientů po CMP.

3.6 Velikost cross-edukace v jednotlivých studiích

Nynější studie ukazují na to, že velikost cross edukace je rozdílná. Ve studiích potvrzujících pozitivní efekt cross edukace, se zvýšení kontralaterální svalové síly jednostranným tréninkem pohybuje v rozmezí od 3% do 77%. Velká rozdílnost je dána rozličnými protokoly pro trénink svalů, typem kontrakce, rychlostí a intenzitou. Stejně tak trénink nedominantní končetiny má za následek velkou diskrepanci ve stupni transferu svalové síly. Proto byly provedeny meta-analýzy, které zjistily, že průměrné zvýšení svalové síly netréované končetiny je díky těmto rozdílnostem pouze 7,6% - 7,8% (95% konfidenčního intervalu – CI: 4,1-11,6%), (Munn, Herbert & Gandevia, 2004). Zvýšení svalové síly na trénované končetině je 35,1% (95% CI: 20,9-49,3%), (Munn et al., 2004).

V dalších letech provedli Carroll, Herbert, Munn, Lee & Gandevia (2006) studie, kde zkombinovali výsledky 16 studií zabývajících se cross edukací a zjistili, že zvýšení svalové síly u netréované končetiny bylo 8% a zvýšení svalové síly trénované končetiny bylo 52%. Tyto výsledky dokazují, že cross edukace vede ke změnám netréované končetiny.

3.7 Studie potvrzující efektivitu indirektivní terapie

Již mnoha autory (viz níže) bylo zjištěno, že silový trénink jedné končetiny způsobuje signifikantní zvýšení volní svalové síly trénované, ale také kontralaterální netréované končetiny. Tréninkový efekt získaný v kontralaterální končetině je znám jako cross edukace/cross trénink/ cross transferový efekt.

V zahraniční literatuře existuje mnoho studií potvrzujících efekt odporovaného kontralaterálního tréninku (Arai, Shimizu., Shimizu, Tanaka & Yanagisawa, 2001; Bembem & Murphy, 2001; Shima, Ishida, Katayama, Morotone, Sato & Miyamura, 2002; Kofotolis & Kellis, 2007; Németh & Steinhausz, 2008; Insuk, Seungbum, Jaeyoung, Honghgee, Joonseo & Dongwook, 2012; Byungho, Hankyu, Kwangjin, Joongsook, Jaeseok, Taeyoung & Dongwook, 2013).

V naší práci budeme sledovat efektivitu iradiace u zdravých dospělých probandů. Diagonály z konceptu PNF budeme aplikovat na dominantní DK a sledován přitom

bude indirektivní, kontralaterální efekt na nedominantní DK – využití fenoménu iradiace na svaly nedominantní končetiny.

Existují studie potvrzující účinek iradiace při cvičení kontralaterální končetiny u jedinců bez pohybových patologií: Pink 1981, Arai et al., 2001; Németh & Steinhausz, 2008; Sato & Maruyana, 2009; Martynková, 2010; Byungho et al., 2013; Mirská, 2013). V další části uvádíme název, obsah a výsledky jednotlivých studií zabývajících se efektivitou iradiace na kontralaterální končetinu:

3.7.1 Efekt iradiace na kontralaterální dolní končetině prostřednictvím PNF a měřená pomocí SEMG.

Ve studii Németh & Steinhausz (2008) byly aplikovány flekční PNF vzory na dominantní DK a sledován efekt iradiace na aktivitu svalů kontralaterální DK. Výzkumu se zúčastnilo 20 zdravých probandů – studentů fyzioterapie (15 žen a 5 mužů). Měřena při tom byla maximální volní kontrakce (MVC) na konci pohybu pomocí SEMG (surface electromyography, neboli povrchové elektromyografie). Měřenými svaly byly: m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. adductor longus, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. gastrocnemius lateralis. Měřicím přístrojem byl Zebris bluetooth EMG. Aplikovanými flekčními PNF vzory na nedominantní DK byly: flexe – abdukce – vnitřní rotace s extendovaným kolenním kloubem, flexe – abdukce – vnitřní rotace s flektovaným kolenním kloubem. Dále pak flexe – addukce – zevní rotace s extendovaným kolenním kloubem a flexe – addukce – zevní rotace s flektovaným kolenním kloubem. Diagonála byla v této studii započata stretch reflexem a odpor byl aplikován kontinuálně v průběhu celého pohybu.

Németh & Steinhausz (2008) v této studii sledovali, jak velký vliv má umístění testované DK do abdukce a nastavení netestované, kontralaterální DK do flexe v kyčli na iradiaci v průběhu izometrické svalové aktivity. Autoři dospěli ke zjištění, že nastavení testované nedominantní DK do 15° abdukce a nastavení nevyšetřované, dominantní DK do flexe v kyčli, má signifikantní efekt na iradiaci – produkuje signifikantně vyšší aktivitu kontralaterálních svalů. Také vzory s extendovaným kolenním kloubem produkují dle této studie silnější iradiaci oproti flekčnímu provedení (Németh & Steinhausz, 2008).

3.7.2 Efekt autotréninku a terapeutem asistovaného PNF tréninku na aktivitu kontralaterálních svalů.

Ve studii Insuk, Seungbum, Jaeyoung, Honghgee, Joonseo & Dongwook (2012) aplikovali PNF vzor na 1 DK – není blíže specifikováno, na kterou a sledovali, zda dojde ke zvýšení svalové síly kontralaterální DK, konkrétně m. vastus lateralis. Porovnávali přitom terapeutem asistovanou PNF terapii za použití odporu a autotrénink PNF vzoru prostřednictvím běžícího pásu (treadmill). Výzkumu se zúčastnilo 21 probandů, z toho 6 mužů a 15 žen. Účastníci autoterapie na běžícím pásu absolvovali 3 opakování vzorce extenze – abdukce – vnitřní rotace na DK podle daných instrukcí. Probandi měli z důvodu bezpečnosti dovoleno držet se madel během chůze. A to proto, že stáli a posunovali běžící pás pouze jedním chodidlem pro provedení PNF diagonály na DK. Odpor byl při tom kladen samotným pásem. Druhá skupina obdržela stejný počet opakování během odporovaného tréninku PNF diagonál, který vedl fyzioterapeut. Pro měření byl použit povrchový elektromyograf od firmy Noraxon a elektrody byly umístěny na svaly: m. tibialis anterior (TA), m. vastus lateralis (VL), m. gastrocnemius (blíže nespecifikováno, která část) a m. semitendinosus. Pro EMG analýzu byla použita průměrná hodnota třech měření u obou skupin. Data byla normalizována k MVIC.

Výsledkem studie bylo, že autotrénink PNF vzorů ukázal vyšší svalovou aktivitu m. vastus lateralis oproti m. tibialis anterior, m. gastrocnemius a m. semitendinosus. Také skupina, která obdržela PNF trénink prostřednictvím terapeuta, prokázala vyšší svalovou aktivitu m. vastus lateralis oproti m. tibialis anterior a m. semitendinosus. Navíc byla zjištěna vyšší svalová aktivita m. gastrocnemius. Naopak ve skupině, která absolvovala autotrénink, byla zjištěna vyšší svalová síla m. semitendinosus. Tento jev je v případě zvýšené aktivity m. gastrocnemius dán odporem, který je fyzioterapeutem kladen na segment bérce. V případě zvýšené aktivity m. semitendinosus je to dáno tím, že pacient na běžícím pásu udržuje DK v mírné semiflexi v KOK a ta silně stimuluje m. semitendinosus. V této závislosti pak mozková kůra generuje impulsy pro stimulaci stejných svalů na kontralaterální končetině. Z tohoto důvodu je nezbytně nutné, aby byla v terapii vybrána adekvátní metoda v závislosti na stavu pacientovi kondice a jeho potřeb (Insuk et al. 2012).

3.7.3 Efekt břišního lisu na aktivitu kontralaterálních svalů DK při aplikaci PNF.

Studie, kterou provedli Byungho et al. (2013), potvrzuje zvýšení aktivace svalů levé DK při použití PNF tréninku na pravou DK po stabilizačním core tréninku facilitujícím m. transversus abdominis. Svaly hlubokého stabilizačního systému jsou důležité v udržování stability trupu a posturální kontroly a chrání muskuloskeletální systém. Všechna síla a mobilita těla je generována z core svalů. Jakmile se hluboký stabilizační systém stane oslabeným, končetiny, ale i povrchový systém musí převzít stabilitu core systému. Pro maximalizaci efektu cross-edukace při odporovaném tréninku v průběhu PNF a pro zlepšení core stabilizace, byly použity polohy a vzory facilitující m. transversus abdominis. Aktivita m. transversus abdominis zvyšuje tenzi lumbální fascie a přispívá ke stabilitě prostřednictvím intra-abdominálního tlaku (Hodges, Eriksson, Shirley, Gandevia, 2005). Tento sval je zahrnutý do posturální kontroly a kontrahuje se jako první, již při myšlence na pohyb. U zdravých jedinců se kontrahuje o 30 až 10 ms dříve, než začne pohyb horní nebo dolní končetiny (Hodges & Richardson, 1997). Pro zvýšení svalové síly musí být aktivovány svaly jak na končetinách, tak trupové svaly. Proto by pro maximalizaci efektu iradiace při odporovaném tréninku prostřednictvím PNF a pro zlepšení core stability měly být použity aktivity, které facilitují m. transversus abdominis.

Cílem této studie bylo zjistit vliv m. transversus abdominis na aktivaci svalů kontralaterální DK při použití PNF vzoru FL – ADD – ZR na pravou dolní končetinu. Porovnávala se aktivita svalů na levé DK před a po stabilizačním core tréninku, který facilituje aktivitu m. transversus abdominis (Springer, Mielcar, Nesfield & Teyhen, 2006). Studie se zúčastnilo 20 zdravých studentů mužského pohlaví. Výchozí poloha pravé DK byla ve 40 stupňové flexi v KYK a chodidlo bylo opřeno o stěnu. Povrchové EMG elektrody byly aplikovány na svaly: m. vastus lateralis, m. semitendinosus, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis. Maximální volní izometrická kontrakce (MVIC) byla měřena po dobu 5 sekund, poté následovala 2 minutová přestávka. Měření bylo prováděno celkem 3x. Nejvyšší hodnota jednotlivých měření vyjma první poloviny byla použita pro analýzu. Po stabilizačním core tréninku, který facilituje aktivitu m. transversus abdominis, bylo výsledkem zvýšení MVIC m. vastus lateralis ze 41,5% na 54,3% ($p < 0,05$). MVIC m. semitendinosus se zvýšila z 59,7% na 73,4% ($p < 0,05$). Hodnota MVIC m. tibialis anterior se zvýšila z 47,5% na 61,8% ($p < 0,05$) a MVIC m.

gastrocnemius medialis se zvýšila z 51,8% na 62,6% ($p < 0,05$) po stabilizačním core tréninku facilitujícím aktivitu m. transversus abdominis.

Závěrem je, že při aplikaci PNF vzorů na pravou DK po stabilizačním cvičení facilitujícím m. transversus abdominis, došlo k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity m. vastus lateralis, m. semitendinosus, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis.

3.7.4 Efekt iradiace na svalovou sílu extensorů DK aplikované u dospělých jedinců prostřednictvím PNF.

Cílem studie, kterou provedli Gupta, Hamdani & Sachdev (2015) bylo posoudit, zda je (indirektivní) PNF technika efektivní při aplikaci na horní a dolní končetinu, přičemž byla posuzována efektivita iradiace na svalovou sílu kontralaterální (nedominantní) dolní končetiny. Dominance končetin probandů byla zjištěna dotazem, kterou ruku použili pro podpis informovaného souhlasu. U pravorukých jedinců byla považována za dominantní pravá dolní končetina za předpokladu, že dominantní DK je stejná jako dominantní HK. Studie se zúčastnilo 200 probandů, 100 mužského a 100 ženského pohlaví, ve věku mezi 20 – 35 lety. PNF vzory byly aplikovány na dominantní horní nebo dolní končetinu pomocí dvou technik: PNF vzor byl aplikován izometricky v konečné fázi diagonály po dobu 3 – 4 sec a dále excentricky v průběhu celé diagonály na dominantní horní nebo dolní končetině. Procedury byly vždy zopakovány 3x a probíhalo při tom měření svalové síly extensorů nedominantní dolní končetiny a to v průběhu izometrické kontrakce na konci diagonály a po aplikaci isotonického PNF vzoru.

Probandi byli náhodně rozděleni do 4 skupin. Každá skupina sestávala z 50 členů a PNF vzor byl u probandů aplikován náhodným výběrem. První skupina absolvovala PNF terapii ve flekčním vzoru na dominantní HK (FL – ABD – ZR). U druhé skupiny byl použit vzor extenční a taktéž na dominantní HK (EX – ADD – VR). Ve třetí skupině bylo PNF aplikováno ve flekčním vzoru na dominantní DK (FL – ADD – ZR). A v poslední čtvrté skupině byl použit extenční vzor na dominantní DK (EX – ABD – VR).

Autoři studie došli k následujícím závěrům:

1. Iradiace při extenčním PNF vzoru (homologní vzor) na testované nedominantní DK byla významnější, než při flekčním PNF vzoru (non-homologní vzor), (Gupta et al., 2015). Svalová síla extensorů nedominantní DK se tedy

signifikantně zvýšila při provádění vzoru EX – ABD – VR na dominantní DK (Gupta et al., 2015).

2. Svalová síla extensorů testované nedominantní DK se zvýšila více při iradiaci z PNF vzoru aplikovaného na dominantní DK, než při aplikaci PNF vzoru na dominantní HK, vysvětlení viz str. 31, mechanismy cross-edukace (Gupta et al., 2015).
3. Iradiace byla výraznější při isotonické aplikaci PNF vzoru, ve srovnání s isometrickou aktivací (Gupta et al., 2015).

Výsledky ve 3. bodě jsou ale zavádějící. Z biomechanického hlediska se napětí ve svalu liší podle typu kontrakce. Isometrická kontrakce produkuje větší tenzi než isotonická kontrakce (Nordin & Frankel, 2012). Velikost zkříženého korového efektu je přisuzována síle kontrakce. Proto by měla být iradiace v průběhu isometrické kontrakce větší, což neodpovídá závěrům této studie. Příčinou je v této studii nedostatečný počet opakování isometrického tréninku diagonál. Zatímco isotonický trénink byl zopakován 10x v průběhu 3 setů, u isometrického tréninku došlo pouze ke třem opakováním PNF vzoru. Efektivita odporovaného tréninku je při tom závislá na několika faktorech: frekvenci opakování, objemu tréninku a způsobu tréninku (počet setů x počet opakování x velikost odporu).

V průběhu vzorce extenze – abdukce – vnitřní rotace na dolní končetině, jsou v oblasti kyčle aktivovány: m. gluteus medius, m. gluteus maximus (horní porce) a hamstringy. Svalem kolenního kloubu je m. quadriceps femoris a hlezenního kloubu pak m. gastrocnemius, m. soleus, m. peroneus longus a brevis. Na základě vědeckého výzkumu bylo akceptováno, že u cross-edukace je svalová aktivita přenášena na homologní svaly (Zhou, Oakman & Davie, 2002). Podle mechanismu cross aktivace, jsou na kontralaterální končetině aktivovány homologní svaly. Zatímco ipsilaterální dominantní končetina je aktivována extenčním PNF vzorem, svalová síla extensorů kolenního kloubu byla zvýšena i na kontralaterální končetině (Gupta et al., 2015).

I v této studii bylo pozorováno, že svalová síla extensorů kontralaterální končetiny se zvýšila po aplikaci flekčního vzoru ipsilaterální končetiny (Gupta et al. 2015).

3.8 Vliv dominance končetin, velikosti svalové síly a typu kontrakce na iradiaci a vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů

3.8.1 Vliv dominance končetin na iradiaci

Iradiace preferenčně nastává z končetiny dominantní na končetinu nedominantní. Ze studie, kterou publikovali Munn, Herbert & Gandevia (2004) také vyplývá, že trénink dominantní končetiny je ve srovnání s tréninkem nedominantní končetiny efektivnější v iradiaci svalové aktivity.

Většina studií o cross-edukaci však nerozlišuje dominanci končetin, což může být důvod pro diskrepanci v iradiaci svalové aktivity (Farthing, 2009).

Studie zabývající se cross-edukací u dolní končetiny neidentifikovaly, zda byla u účastníků dominantní pravá nebo levá dolní končetina (DK) a většina studií trénovala pouze levou DK, jako preferenční končetinu pro kopnutí do míče (Farthing, 2009). Iradiace svalové aktivity u dolní končetiny se v dosavadních studiích liší (Hortobágyi, Lambert & Hill, 1997), což může být ovlivněno právě dominancí. Je nutno provést další výzkumy, které odhalí efekt iradiace u dolních končetin a také u levorukých jedinců.

V naší praktické části se proto zaměříme na aplikaci PNF na dominantní dolní končetinu a budeme pozorovat efekt iradiace na kontralaterální nedominantní dolní končetině.

3.8.2 Vliv velikosti svalové síly na iradiaci

Motorická aktivita pasivní netréované končetiny je závislá na velikosti excitace trénované končetiny a nastává, jakmile je vyvolána volní kontrakce dominantní končetiny. To koresponduje se závěry o cross-edukaci, kdy vyšší intenzita tréninku dominantní končetiny vyvolává větší přenos svalové síly (Farthing, Chilibeck & Binsted, 2005).

Studie potvrzují, že vyšší intenzita tréninku produkuje větší iradiaci. Ve většině publikovaných studií zabývajících se cross edukací, je použita intenzita kontrakce 60% maximální volní kontrakce (MVC) a vyšší. Studie byly zahrnuty, pokud byla intenzita maximální volní kontrakce (MVC) minimálně 50%, protože dle American College of Sports Medicine (2002) je předpokládáno, že trénink v této nebo nad touto intenzitou vede ke zvýšení svalové síly při délce tréninku minimálně 2 týdny (American College of Sports Medicine, 2002).

V metaanalýze, kterou provedl Munn et al. (2004) byly analyzovány randomizované studie unilaterálního odporového tréninku. Všechny studie zahrnuly zdravé a ve většině případů mladé jedince. Výsledky ze 13 zastoupených studií (309 subjektů), ukázaly, že efekt unilaterálního odporového tréninku maximální volní kontrakce byl u kontralaterální končetiny 7,8%, tedy statisticky významný rozdíl. A efekt tréninku na trénované končetině zvýšil svalovou sílu o 20,5%. Což odpovídá 35,1% efektu na homolaterální trénované končetině. Dále bylo zjištěno, že nebyl nalezen rozdíl mezi velikostí efektu u izometrického a dynamického tréninku ($p = 0,17$). A také srovnání efektu trénování horní a dolní končetiny dopadlo bez signifikantního rozdílu ($p = 0,16$). Výsledkem tedy je, že unilaterální odporový trénink způsobuje mírné zvýšení svalové síly kontralaterální končetiny u mladých a zdravých jedinců.

Munn, Herbert, Hancock & Gandevia (2005) publikovali studii, ve které uvádí, že ipsilaterální trénink zvyšuje kontralaterální svalovou sílu díky zvýšení rychlosti pálení a nábory motorických jednotek centrálního nervového systému.

Nikolaos, Kofotolis & Kellis (2007) publikovali, že u zdravých probandů došlo při aplikaci PNF na dolní končetině ke zvýšení svalové síly extensorů kolene netrénované kontralaterální DK. Použití PNF na dolní končetině využijeme v praktické části této práce.

3.8.3 Vliv typu kontrakce na iradiaci

Dle studie, kterou provedli Hortobágyi, Lambert & Hill (1997) je excentrická aktivita svalu v produkci iradiace 3x efektivnější než aktivita koncentrická nebo izometrická. Hortobágyi et al. (1997) zjistili, že iradiace svalové síly dosáhla 77% u jedinců, kteří byli trénováni excentricky, a u koncentrického tréninku dosáhla iradiace pouze 30%.

3.8.4 Vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů

Současné studie dospěly k závěru, že jak agonistické, tak i antagonistické svaly kolem kloubu mohou být ovlivněny cross-edukací (Sariyildiz, Karacan, Rezvani, Ergin & Cidem, 2011).

Na základě vědeckého výzkumu bylo akceptováno, že u cross-edukace je svalová aktivita přenášena na homologní svaly (Zhou, Oakman & Davie, 2002). Trénování

například pravého m. biceps brachii vede ke zvýšení svalové síly levého m. biceps brachii prostřednictvím cross-edukace.

Panin a kolegové demonstrovali, že přelévání aktivity není omezené pouze na kontralaterální agonisty a antagonisty, ale je rozšířeno na všechny čtyři končetiny v průběhu odporování pohybu kolene a lokte (Carey, Allison & Mundale, 1983).

V disertační práci, kterou provedla Magnusová (2013), je popisován experiment na zdravých probandech, kteří byli rozděleni do 3 skupin. První skupina absolvovala silový trénink + imobilizaci levé nedominantní končetiny, minimálně 12 hodin denně po dobu 4 týdnů. Druhá skupina probandů podstoupila pouze imobilizaci levé nedominantní končetiny a třetí skupina byla kontrolní – účastníci nepodstoupili žádný trénink, ani imobilizaci končetiny. V této studii bylo zkoumáno, zda unilaterální trénink dominantní (pravé) končetiny zvýší svalovou sílu kontralaterálních agonistů i antagonistů imobilizované levé HK. Ve studii byl použit silový trénink flexorů a extensorů loketního kloubu pravé HK a cílem bylo zjistit, zda dojde ke zvýšení svalové síly flexorů a extensorů imobilizované končetiny. U flexorů loketního kloubu trénované končetiny došlo ke zvýšení svalové síly o 50% a zvýšení síly netréované (imobilizované) končetiny ve srovnání s trénovanou končetinou, bylo pro extensory lokte 47% a flexory lokte 41%. U extensorů loketního kloubu imobilizované končetiny (antagonistické svaly), došlo po 4 týdenní imobilizaci HK v závěsu na ruku a silovém tréninku ke zvýšení svalové síly o 32,2%. U skupiny probandů, která měla nedominantní HK imobilizovanou po dobu 4 týdnů bez silového tréninku, došlo naopak ke snížení svalové síly imobilizované končetiny o 6,1%. Žádná předchozí studie zabývající se cross-edukací nepoužila cviky jak pro trénink agonistů, tak antagonistů. Proto díky tréninku agonistů i antagonistů došlo ve studii Magnus (2013) k tak velkému zvýšení síly extensorů (antagonistů) imobilizovaného loketního kloubu.

Tyto výsledky jsou důkazem, že cross-edukace není omezena pouze na homologní svaly. Naopak potvrzují, že cross-edukace může ovlivnit také antagonistické svaly homologního kloubu.

Stejně tak ve studii Carey et al. (1983) byla monitorována elektrická aktivita netréovaného m. biceps brachii a m. triceps brachii, zatímco kontralaterální m. biceps brachii byl trénován. Bylo pozorováno, že přelévání aktivity nastalo pouze u odporované terapie, a že aktivita byla omezena ze začátku na m. biceps brachii a při větším vynaložení svalové síly se rozšířila i na kontralaterální m. triceps brachii. Výsledky podporují fakt, že cross-edukace může ovlivnit také antagonistické svaly

homologního kloubu, který je zahrnutý v silových pohybech na opačné straně, než na které je prováděna tréninková aktivita.

4 CÍLE A HYPOTÉZY

4.1 Cíle diplomové práce

Hlavní cíl:

Cílem práce je zhodnotit míru aktivace vybraných svalů: m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius lateralis pomocí povrchové elektromyografie v různých polohách u zdravých probandů při stimulaci pohybu technikami PNF.

Vedlejší cíl:

Vedlejším cílem práce je zhodnotit míru aktivace vybraných svalů při použití techniky přiměřený odpor v průběhu celé diagonály a maximální odpor na konci diagonály u zdravých probandů.

4.2 Výzkumné otázky

4.2.1 Výzkumná otázka č. 1

Je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis mezi technikami maximální a přiměřený odpor?

H₀₁: Nebude statisticky významný rozdíl elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean při maximálním odporu.

H₀₂: Nebude statisticky významný rozdíl elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean při přiměřeném odporu.

4.2.2 Výzkumná otázka č. 2

Je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis mezi polohami: leh na zádech s flexí, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem?

H₀₃: Nebude statisticky významný rozdíl elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean mezi polohou leh na zádech s flexí, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem při maximálním a přiměřeném odporu.

4.2.3 Výzkumná otázka č. 3

Liší se míra aktivace vybraných svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem?

4.2.4 Výzkumná otázka č. 4

Liší se míra aktivace vybraných svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu ve všech polohách?

4.2.5 Výzkumná otázka č. 5

Liší se míra aktivace vybraných svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním odporu ve všech polohách?

4.2.6 Výzkumná otázka č. 6

Liší se míra aktivace vybraných svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při přiměřeném odporu ve všech polohách?

5 METODIKA VÝZKUMU

5.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru bylo zahrnuto celkem 20 probandů. Soubor tvořily studentky fyzioterapie z Fakulty tělesné kultury (FTK) Univerzity Palackého v Olomouci, ve věku 20 – 25 let. Základní charakteristika probandů, (viz Tabulka 1). Jejich průměrný věk, výška a tělesná hmotnost byla $x \pm SD$ (směrodatná odchylka).

Tabulka 1

Základní charakteristika probandů

věk (počet roků) $\pm SD$	výška (cm) $\pm SD$	tělesná hmotnost (kg) $\pm SD$
24,3 \pm 0,64	168,15 \pm 4,97	59,5 \pm 6,32

Poznámka. SD – směrodatná odchylka.

Všechny probandky měly základní praktickou znalost konceptu PNF. Ze souboru byly vyloučeny probandky s jakoukoliv patologií na DKK, která by je omezovala ve volní aktivitě. Je tím myšlen traumatický úraz, ortopedické onemocnění nebo funkční limitace na dolní končetině, které by mohly měření omezit nebo výrazně ovlivnit. V experimentu byla vykonávána aktivita svalů pouze jedné, dominantní dolní končetiny, žádný další výkon u probandů nebyl prováděn.

5.1.1 Odebrání osobní anamnézy

Před vlastním měřením byl každý proband obeznámen s postupem, s důvodem měření a také podepsal informovaný souhlas (viz příloha 2, str. 90). Následovalo odebrání osobní anamnézy: jméno, rok narození, tělesná hmotnost a výška probanda. Anamnéza byla dále zaměřena na zjištění případného dřívějšího zranění na dolních končetinách, nebo operací v minulých 3 měsících, které by mohly ovlivnit výsledky měření.

5.2.2 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor byl zaměřen na zjištění dominance dolní končetiny, orientační svalové síly a rozsahu pohybu kolenního kloubu obou DKK. Do souboru

byly zařazeny pouze probandky s plným ROM a bez patologie DKK, která by ovlivnila volní aktivaci (viz příloha 3, str. 91).

Preferenční dolní končetina pro odraz – schopnost vynaložení maximální výbušné síly, je popisována často jako nedominantní. Nedominantní ve smyslu vykonávání složitější činnosti. Ve studii Gupta, Hamdani & Sachdev (2015) vycházeli z předpokladu, že dominantní DK je stejná, jako dominantní HK. V dalších studiích zabývajících se iradiací na dolní končetinu není zmiňováno, jak vyšetřující zjišťovali dominanci dolní končetiny. Ve většině případů není dominance DK zjišťována vůbec. My jsme při odběru anamnézy kladli dotazy, kterou dolní končetinou proband kope do míče a kterou vystupuje na schod (Opavský, 2003) – ta byla posléze zvolena jako dominantní. U všech probandů našeho souboru byla zjištěna jako dominantní pravá DK.

5.2 Postup měření

Měření probíhalo v laboratoři RRR centra na FTK Univerzity Palackého po dobu 1 měsíce v pracovních dnech během ledna 2016 až února 2016. Pro všechny probandy byly podmínky měření vždy stejné. Metodu PNF prováděla jedna osoba a měření pomocí SEMG druhá osoba, ve stejné místnosti a za použití stejných pomůcek a přístrojů.

5.3 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie neboli SEMG (surface electromyography, poly-EMG) umožňuje snadné a neinvazivní snímání elektrické aktivity více svalů současně v průběhu pohybu. Registruje elektrické projevy činnosti svalového aparátu a to pomocí povrchových elektrod (De Luca, 1997). Pomocí této vyšetřovací metody lze hodnotit míru svalové aktivity, svalové synergie, sekvence zapojování jednotlivých svalů, svalovou únavu a jiné. Lze také určit, jaké konkrétní svaly se aktivují během dané činnosti, v jakém pořadí, případně lze stanovit i latenci aktivace konkrétních svalů (Krobot & Kolářová, 2011).

5.3.1 Specifikace elektromyografického přístroje

V naší diplomové práci byla jako výzkumný měřicí přístroj zvolena povrchová elektromyografie, konkrétně přístroj od firmy NORAXON – MyoSystem 1400A. Povrchové elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem byly použity ke snímání signálu. Elektrody byly samolepící, jednorázové, oválného tvaru, o průměru 24 mm. Signál byl snímán sedmi svody s frekvencí 1000 Hz. Odpor poly-EMG přístroje byl $>10\text{M}\Omega$.

5.4 Vlastní měření

5.4.1 Příprava kůže

Postupovali jsme podle doporučeného postupu Seniam (Hermens & Freriks, 1996). Místo pro nalepení elektrod bylo pro snížení kožního odporu, lepšímu přilnutí samolepících elektrod a pro lepší kontakt elektrody s kůží očištěno alkoholem a následně byla provedena abraze smirkovým papírem. Ještě předtím však bylo probandovi předem doporučeno, aby se oholil.

Amplitudu signálu ovlivňují vlastnosti tkání mezi svalem a elektrodou. Amplituda signálu je tím menší, čím silnější je tuková vrstva (Krobot & Kolářová, 2011).

5.4.2 Lokalizace elektrod

Z literatury je známo, že umístění elektrod je důležitým prvkem pro správný výsledný SEMG záznam. Vzdálenost mezi každými dvěma bipolárními elektrodami byla dle projektu Seniam (Hermens, Merletti & Freriks, 1996) 2 cm. Elektrody byly umístěny na střed svalového břicha, paralelně s průběhem svalových vláken. Střed svalového břicha jsme si ozřejmili palpací během izometrické aktivity svalu. Referenční elektroda byla umístěna na místo s elektricky inaktivní tkání (Hermens & Freriks, 1996), jako jsou kostní prominence (Krobot & Kolářová, 2011). Zvolili jsme umístění na tuberositas tibiae testované nedominantní dolní končetiny. Poté se na elektrody připnuly příslušné svody. Před samotným měřením bylo pomocí volní izometrické kontrakce otestováno všech sedm svalů a zkontrolován elektromyografický signál v příslušných svodech, zda neobsahuje viditelné artefakty.

V této práci jsme na nedominantní (levé) dolní končetině testovali pomocí povrchové poly-EMG sedm následujících svalů:

- m. gluteus medius (GME)
- m. gluteus maximus (GMA)
- m. rectus femoris (RF)
- m. vastus lateralis (VL)
- m. biceps femoris (BF)
- m. tibialis anterior (TA)
- m. gastrocnemius lateralis (GL).

Při lokalizaci všech elektrod jsme vycházeli z doporučení SENIAM pro jednotlivé svaly (obrázek 3 – 9 v příloze 4, str. 92 – 95). Lokalizace elektrod u m. gluteus medius byla dle Seniam (Hermens, Merletti & Freriks, 1996) v polovině linie mezi crista iliaca a trochanter major. Elektrody pro m. gluteus maximus byly umístěny v polovině linie mezi sakrem a velkým trochanterem. Tato pozice koresponduje s největší prominencí středu hýždě, tzn. ve směru protnutí linie spina iliaca posterior superior a středu lýtka. Lokalizace elektrod pro m. rectus femoris se nachází v polovině linie od spina iliaca anterior superior (SIAS) k horní části pately. Lokalizace elektrod pro m. vastus lateralis se nachází ve 2/3 linie od SIAS po laterální část pately. Bipolární elektrody pro m. biceps femoris jsou umístěny v polovině linie mezi tuberositas ossis ischii a laterálním epikondylem tibie. Elektrody pro m. tibialis anterior jsou umístěny v 1/3 linie od hlavičky fibuly po malleolus medialis. Elektrody pro m. gastrocnemius lateralis jsou umístěny v 1/3 linie mezi hlavičkou fibuly a patou (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).

5.4.2 Testované polohy

Pro měření experimentu jsme zvolili tři polohy: leh na zádech s extenzí a flexí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem, specifikace polohy viz níže.

Probandi byli nejdříve testováni v poloze leh na zádech s flektovaným kolenním kloubem (Obrázek 10, str. 42), poté v poloze na zádech s extendovaným kolenním kloubem (Obrázek 11, str. 42). Následovala poloha na vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem (Obrázek 12, str. 42). Pořadí poloh bylo po celou dobu testování probandů dodrženo. Poloha na zádech byla zvolena jako první pro komfort probanda a jednodušší nácvik diagonály PNF.

5.4.2.1 Poloha vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované

DK

Proband zaujal polohu vleže na zádech. Hlava byla nastavena do prodloužení trupu a podložena polštářem do nulového postavení ve všech směrech. Horní končetiny byly ponechány volně podél těla. Výchozí poloha dominantní DK byla nastavena do addukce, zevní rotace a extenze v kyčelním kloubu, extenze v kolenním kloubu, supinace a plantární flexe v hlezenním kloubu. Testovaná nedominantní DK byla pomocí goniometru nastavena do 50° flexe v kyčelním kloubu a 60° flexe v kolenním kloubu, bez rotace, abdukce a addukce. Svody na m. glutaeus maximus byly v případě potřeby obloženy ručníkem, abychom zamezili možným artefaktům během snímání SEMG záznamu (viz Obrázek 10, str. 42).

5.4.2.2 Poloha vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované

DK

Jde o obdobu předchozí polohy, kolenní kloub testované DK je pouze v plné extenzi (viz Obrázek 11, str. 42).

5.4.2.3 Poloha vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK

Cílem probanda bylo zaujmout polohu vleže na testovaném boku. Trup a hlava byly v ose bez úklonu, rotace, flexe/ extenze. Spodní dolní končetina byla pomocí goniometru nastavena do 50° flexe v kyčelním a 60° flexe v kolenním kloubu. Svrchní dolní končetina byla nastavena do extenze, addukce, zevní rotace a supinace tak, aby pata byla v linii se středem ramenního a kyčelního kloubu. Spodní horní končetina byla umístěna dlaní pod hlavou. Svrchní horní končetině byla umožněna opora před tělem. Hlava byla umístěna v prodloužení trupu v nulovém postavení a podložena polštářem (viz Obrázek 12, str. 42). Pro přesné výchozí postavení jednotlivých segmentů těla byl použit goniometr.



Obrázek 10. Poloha vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK.



Obrázek 11. Poloha vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK.



Obrázek 12. Poloha vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK, fotografie pořízeny během vlastního měření.

5.4.3 Měření v průběhu vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace

Následoval nácvik vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace a instruktáž provedení jednotlivých technik. PNF vzory byly aplikovány na dominantní (ve všech případech pravou) dolní končetinu pomocí technik: maximální izometrický odpor v konečné fázi diagonály po dobu 3 sekund a konstantní odpor v průběhu celé diagonály. PNF diagonály byly vždy zopakovány 2x. Po každém měření byl probandovi umožněn dostatečný odpočinek z důvodu prevence svalové únavy.

Z důvodu randomizace jsme u probandů prováděli měření ve dvou různých kombinacích. Prvních 10 náhodně zvolených účastníků započalo experiment vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem netréované nedominantní končetiny. Posléze byla provedena II. diagonála flekčního vzoru s extendovaným kolenním kloubem dominantní končetiny za použití maximálního odporu na konci pohybu. U dalších 10 probandů jsme začali také polohou vleže na zádech, důvodem byla rytmická iniciace (edukace pohybu) diagonály, lišila se ale poloha kolenního kloubu netréované nedominantní končetiny, který byl v extenzi. Namísto maximálního odporu jsme použili přiměřený odpor v průběhu celé diagonály.

V průběhu koncentrické a izometrické kontrakce byla snímána aktivita všech vybraných svalů. Použit byl flekční vzorec II. diagonály na pravé dolní končetině, v různých testovacích polohách a za použití technik: maximální odpor v konečné fázi diagonály a konstantní odpor v celém průběhu diagonály zjištěný orientačně dle svalového testu. Sledovány byly amplitudové parametry elektromyografického signálu

vybraných svalů testované dolní končetiny při maximální volní kontrakci (MVC). Porovnávána byla svalová aktivita testované končetiny při použití daných technik v různých polohách během indirektivní stimulace.

5.5 Metodika vyhodnocování výsledků

5.5.1 Analýza SEMG záznamu

Pro analýzu elektromyografického záznamu byl použit program MyoResearch XP, Protocol Version 1.03.05 a vyhodnocován byl první i druhý pokus měření.

Hodnotili jsme EMG záznam elektrické aktivity svalu – během maximálního odporu na konci diagonály a během přiměřeného odporu v průběhu diagonály v různých polohách.

Během měření byl zaznamenán pomocí markerů začátek a konec testovaného pohybu. Konec diagonálního pohybu jsme neupravovali. Při sledování elektromyografického záznamu jsme však zjistili, že část probandů aktivovala svaly dříve, než byl vydán pokyn k provedení pohybu. Probandi tedy pohyb anticipovali, což se na EMG záznamu projevilo aktivitou již před započítím pohybu a tedy před označením markeru. Další část probandů naopak vykazovala výrazně zpomalený nástup svalové aktivity a na pokyn „ted“ nezareagovali okamžitě, ale se zpožděním. Poslední skupina probandů byla schopna zareagovat a provést pohyb přesně na pokyn „ted“. Byla tedy provedena úprava markerů podle vizuálního začátku svalové aktivity (podle prvního svalu, který se aktivoval zvýšeně oproti klidové aktivitě) z toho důvodu, že ne všichni účastníci byli schopni zareagovat a provést pohyb přesně na pokyn „ted“.

Z takto označených úseků byl EMG záznam následně rozdělen na pět intervalů. To znamená, že celý úsek zaznamenaného pohybu byl rozfázován na pět stejně dlouho trvajících intervalů. Proto, abychom mohli posléze porovnávat, ve které fázi (zda na začátku či na konci diagonály/ na začátku či na konci maximální svalové kontrakce) se sval aktivoval nejvíce v porovnání s ostatními svaly a v porovnání jednotlivých technik a poloh. Křivka mezi markery byla analyzována pomocí funkce „Standart analysis“. Pro převedení EMG signálu do číselných hodnot jsme použili funkci Standart report. A pro vyhodnocování EMG záznamu byl zvolen parametr „Mean“.

V této práci jsme jako referenční hodnotu zvolili „Mean“ (sledovaným parametrem je průměrná hodnota amplitudy v jednotkách μV). Naším cílem bylo

objektivizovat svalovou aktivitu a motorické chování – režim zapojení jednotlivých svalů vůči svalům ostatním. Pro vyhodnocování byly zvoleny úseky mezi počátečním a koncovým markerem. Naměřená data byla dále zpracována.

5.5.2 Statistické zpracování naměřených dat

Získaná číselná data v podobě hodnoty „Mean“ byla vložena do tabulek programu Microsoft Excel 2007 a dále zpracována.

U první výzkumné otázky – hypotézy H_{01} a H_{02} jsme porovnávali maximální a průměrný odpor u všech svalů, ve všech 5 intervalech. Použitá data byla z celého úseku zaznamenaného pohybu. Ten byl rozfázován na pět stejně dlouho trvajících intervalů. Data získaná z 1. a 2. pokusu byla při tom aritmeticky zprůměrována.

U druhé výzkumné otázky a hypotézy H_{03} jsme porovnávali naměřené hodnoty všech vybraných svalů testované (nedominantní) dolní končetiny ve všech polohách vůči sobě navzájem, při maximálním a průměrném odporu. Data získaná z 1. a 2. pokusu byla také aritmeticky zprůměrována.

U třetí výzkumné otázky jsme zjišťovali, zda se liší míra aktivity svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním a průměrném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem

U čtvrté výzkumné otázky jsme sledovali, zda se liší míra aktivity svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním a průměrném odporu ve všech polohách. Poté u páté výzkumné otázky zvlášť při maximálním odporu ve všech intervalech a polohách. U šesté výzkumné otázky při průměrném odporu také ve všech intervalech a polohách.

Takto připravená data byla posléze statisticky zpracována panem RNDr. Milanem Elfmarkem.

Pro porovnání jednotlivých dat u první hypotézy byl použit test ANOVA – analýza rozptylu. U druhé hypotézy byla data porovnána prostřednictvím t-testu – test pro závislé vzorky. *T*-test je nejčastěji používaným parametrickým testem. Tato metoda umožňuje ověřit, zda má na hodnotu náhodné veličiny pro určitého jedince/ souboru statisticky významný vliv hodnota některého znaku, který se u jedince/ souboru dá pozorovat. Využívá se pro testování rozdílu dvou středních hodnot. Podle statistické významnosti testovaného rozdílu středních hodnot (mezi dvěma skupinami) usuzujeme na účinnost experimentu u sledovaného souboru.

Významnost hypotézy hodnotíme podle získané hodnoty p , která vyjadřuje pravděpodobnost, s jakou číselné realizace výběru podporují H_0 , je-li pravdivá. Hladina statistické významnosti byla stanovena na 95%. Hodnotu p porovnáváme s α (hladina významnosti, stanovená na 0,05). To znamená, že připouštíme 5% chybu testu. Hodnotu p získáme při testování hypotéz ve statistickém softwaru. Je-li $p \leq \alpha$, pak H_0 zamítáme na hladině významnosti α a přijímáme H_A . Je-li $p > \alpha$, pak H_0 nezamítáme na hladině významnosti α . Pokud je hodnota $p \leq 0,05$, lze mluvit o statisticky významném rozdílu. Je-li p hodnota $\leq 0,01$, je výsledek statisticky ještě významnější.

6 VÝSLEDKY

6.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis mezi technikami maximální a přiměřený odpor?

Hypotézu H_01 ve znění: „Nebude statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean **při maximálním odporu**“ zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05.

Rozdíl ve velikosti elektrické aktivace všech vybraných svalů je mezi technikami maximální a přiměřený odpor u následujících svalů statisticky významný: pro m. gastrocnemius lateralis ve všech 5 intervalech, pro m. vastus lateralis ve 4. a 5. intervalu, pro m. gluteus medius v 5. intervalu, pro m. biceps femoris ve všech 5 intervalech a pro m. gluteus maximus ve 3. až 5. intervalu (viz Tabulka 2). Výsledkem zapsaným v tabulce, je hodnota p – hladina statistické významnosti ($p \leq 0,05$ je zvýrazněno oranžově, $p \leq 0,01$ je zvýrazněno červeně).

Tabulka 2

Výsledky testu ANOVA - porovnání parametru „Mean“ u vybraných svalů ve všech polohách a ve všech intervalech vůči sobě navzájem u maximálního odporu

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
1.	0,2134	0,0015	0,0957	0,1670	0,0000	0,0863	0,2431
2.	0,1724	0,0000	0,3567	0,0789	0,0000	0,0765	0,1601
3.	0,4036	0,0013	0,0587	0,1166	0,0000	0,0010	0,5197
4.	0,2705	0,0017	0,0014	0,2751	0,0000	0,0011	0,2154
5.	0,3493	0,0034	0,0015	0,0460	0,0000	0,0003	0,1531

Poznámka. TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

Hypotézu H₀₂ ve znění: „*Nebude statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean při přiměřeném odporu*“ zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05.

Rozdíl ve velikosti elektrické aktivace všech vybraných svalů je statisticky významný ve všech polohách u následujících svalů: pro m. gastrocnemius lateralis ve všech 5 intervalech, pro m. vastus lateralis ve 4. a 5. intervalu, pro m. gluteus medius v 1. a v 5. intervalu, pro m. biceps femoris ve všech intervalech, pro m. gluteus maximus v 1., 3., 4. a 5. intervalu a pro m. rectus femoris v prvních 3 intervalech (viz Tabulka 3).

Tabulka 3

Výsledky testu ANOVA - porovnání parametru „Mean“ u vybraných svalů ve všech polohách a ve všech intervalech vůči sobě navzájem u přiměřeného odporu

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
1.	0,8019	0,0001	0,4344	0,0492	0,0000	0,0054	0,0013
2.	0,6386	0,0000	0,1890	0,0639	0,0000	0,1636	0,0372
3.	0,9221	0,0000	0,0957	0,0904	0,0000	0,0048	0,0096
4.	0,6854	0,0000	0,0074	0,1929	0,0000	0,0044	0,0860
5.	0,9337	0,0002	0,0090	0,0096	0,0000	0,0392	0,1263

Poznámka. TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

6.1.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 1

Statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů vzhledem ke klidové aktivitě svalů nenastal pouze u TA ve všech polohách mezi maximálním a přiměřeným odporem (H₀₁ a H₀₂). Naopak u RF došlo u přiměřeného odporu ke statisticky významné aktivitě oproti technice maximální odpor, kde se RF neaktivoval v žádném intervalu. Kromě RF

se u přiměřeného odporu oproti maximálnímu odporu aktivovaly navíc v prvním intervalu svaly GMed a GMax.

6.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis mezi polohami: leh na zádech s flexí kolenního kloubu, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem?

Hypotézu H_{03} ve znění: „Nebude statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean mezi polohou leh na zádech s flexí kolenního kloubu, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem při maximálním a přiměřeném odporu“ zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05.

Rozdíl ve velikosti elektrické aktivace všech vybraných svalů v parametru mean mezi polohou leh na zádech s flexí kolenního kloubu, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem při maximálním a přiměřeném odporu je statisticky významný u následujících svalů:

U m. tibialis anterior byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean v prvních třech intervalech u 1. polohy (poloha vleže na zádech s flektovanou testovanou DK. A také ve druhém intervalu u 2. a 3. polohy (vleže na zádech s extendovanou testovanou DK a vleže na boku s flektovanou testovanou DK (viz Tabulka 4).

Tabulka 4

Výsledky *t*-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u *m. tibialis anterior* ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	TA		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,0155	0,1575	0,0909
2.	0,0169	0,0067	0,0006
3.	0,0196	0,5012	0,3200
4.	0,0595	0,6717	0,9119
5.	0,2364	0,7841	0,5293

Poznámka. TA – *m. tibialis anterior*, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U *m. gastrocnemius lateralis* byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve všech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovanou testovanou DK, ve druhém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovanou testovanou DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovanou testovanou DK (viz Tabulka 5).

Tabulka 5

Výsledky *t*-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u *m. gastrocnemius lateralis* ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	GL		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,0051	0,2351	0,0194
2.	0,0014	0,0040	0,0034
3.	0,0001	0,0883	0,3473
4.	0,0006	0,2690	0,5579
5.	0,0140	0,2018	0,1471

Poznámka. GL – *m. gastrocnemius lateralis*, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s

extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U m. vastus lateralis byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean pouze ve druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovanou testovanou DK (viz Tabulka 6).

Tabulka 6

Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. vastus lateralis ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	VL		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,0892	0,8558	0,5077
2.	0,4279	0,6337	0,0001
3.	0,0847	0,5406	0,1259
4.	0,8497	0,0795	0,7341
5.	0,4442	0,1863	0,6056

Poznámka. VL – m. vastus lateralis, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U m. gluteus medius byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve všech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK (viz Tabulka 7).

Tabulka 7

Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. gluteus medius ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	GMed		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,0051	0,2351	0,0194
2.	0,0014	0,0040	0,0034
3.	0,0001	0,0883	0,3473

4.	0,0006	0,2690	0,5579
5.	0,0140	0,2018	0,1471

Poznámka. GMed – m. gluteus medius, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U m. biceps femoris byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean v prvních čtyřech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém a třetím intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK (viz Tabulka. 8).

Tabulka 8

Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. biceps femoris ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	BF		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,0019	0,2582	0,0040
2.	0,0001	0,0001	0,0034
3.	0,0023	0,0054	0,9071
4.	0,0201	0,3913	0,7110
5.	0,1077	0,5006	0,6156

Poznámka. BF – m. biceps femoris, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U m. gluteus maximus byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve třetím a čtvrtém intervalu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém, třetím a čtvrtém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvních čtyřech intervalech v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK (viz Tabulka 9).

Tabulka 9

Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. gluteus maximus ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	GMax		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,5696	0,0628	0,0354
2.	0,0793	0,0061	0,0088
3.	0,0001	0,0079	0,0003
4.	0,0284	0,0609	0,0016
5.	0,1965	0,1862	0,4826

Poznámka. GMax – m. gluteus maximus, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U m. rectus femoris nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v parametru mean v žádném intervalu, u žádné polohy (viz Tabulka 10).

Tabulka 10

Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. rectus femoris při maximálním a přiměřeném odporu ve všech intervalech

Interval	RF		
	1. poloha	2. poloha	3. poloha
1.	0,2660	0,3632	0,4026
2.	0,3371	0,5916	0,2466
3.	0,6377	0,2820	0,0650
4.	0,4380	0,2205	0,5165
5.	0,7737	0,2082	0,6403

Poznámka. RF – m. rectus femoris, 1. poloha – vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, 2. poloha – vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK, 3. poloha – vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

6.2.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 2

Pomocí *t-testu* pro závislé vzorky jsme zjišťovali rozdíl v aktivaci svalů mezi jednotlivými polohami. V poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK se TA aktivoval „nejvíce“ – nejvyšší mean, konkrétně v prvních třech intervalech – tedy v první polovině pohybu do diagonály.

U GL byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve všech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovanou testovanou DK, ve druhém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovanou testovanou DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovanou testovanou DK.

U VL byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean pouze ve druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovanou testovanou DK.

U GMed byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve všech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U BF byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean v prvních čtyřech intervalech v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém a třetím intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvním a druhém intervalu v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U GMax byl nalezen statisticky významný rozdíl v parametru mean ve třetím a čtvrtém intervalu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, ve druhém, třetím a čtvrtém intervalu v poloze vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované DK a v prvních čtyřech intervalech v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

U RF nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v parametru mean v žádném intervalu u žádné polohy.

6.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Liší se míra aktivace vybraných svalů v průběhu testovaného pohybu mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem?

Rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu, je významný: nejvíce svalů se v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem maximálně aktivovalo ve 3. a 4. intervalu (viz Tabulka 11, graf 1).

Tabulka 11

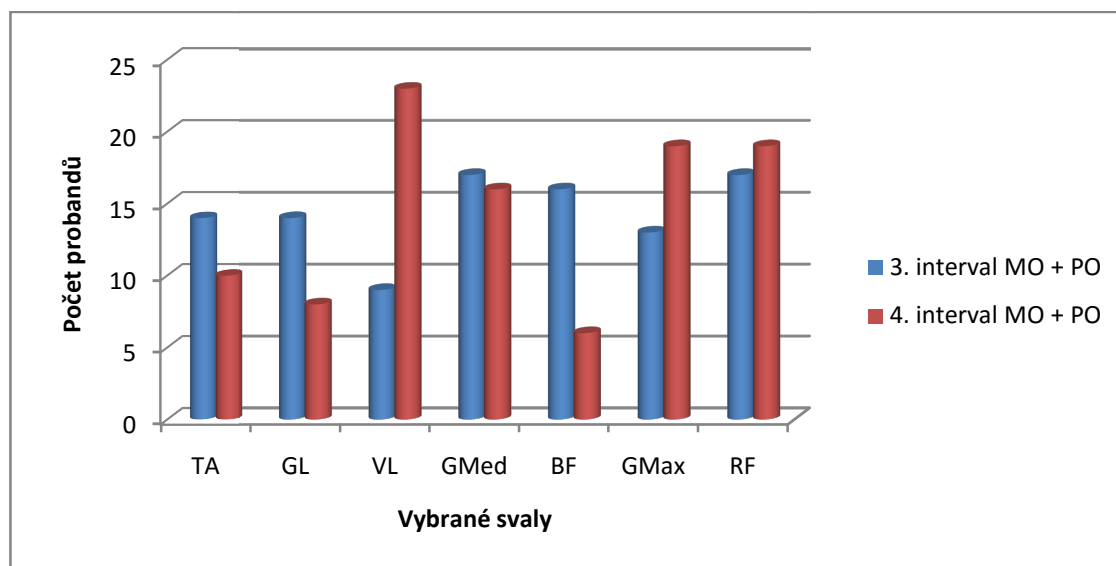
Četnost maximálních hodnot parametru mean ve 3. a 4. intervalu při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
3. MO + PO	14	14	9	17	16	13	17
4. MO + PO	10	8	23	16	6	19	19

Poznámka. MO – maximální odpor, PO – přiměřený odpor, TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

Graf 1

Četnost maximálních hodnot parametru mean ve 3. a 4. intervalu při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem



Poznámka. Na ose X - TA (m. tibialis anterior), GL (m. gastrocnemius lateralis), VL (m. vastus lateralis), GMed (m. gluteus medius), BF (m. biceps femoris), GMax (m. gluteus maximus), RF (m. rectus femoris), na ose Y – počet probandů, u kterých byl nalezen maximální mean ve 3. / 4. intervalu, MO – maximální odpor, PO – přiměřený odpor.

6.3.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 3

Ve třetí výzkumné otázce jsme se zabývali rozdílem EMG aktivity svalů u zdravých probandů. U vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace je statisticky významný rozdíl v aktivaci v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem, přičemž svaly se maximálně aktivovaly ve 3. a 4. intervalu.

Všechny svaly se u 50 % - 90% probandů aktivovaly s maximálním mean v těchto intervalech. A některé svaly dokonce více než v 75% případů – VL, Gmed, Gmax a RF.

6.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

„Nebude statisticky významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu“?

Rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů je významný: nejvíce svalů se na testované nedominantní DK maximálně aktivovalo ve 3. a 4. intervalu během vykonávání diagonálního pohybu flexe – abdukce – vnitřní rotace na dominantní DK, (viz Tabulka 12, graf 2).

Tabulka 12

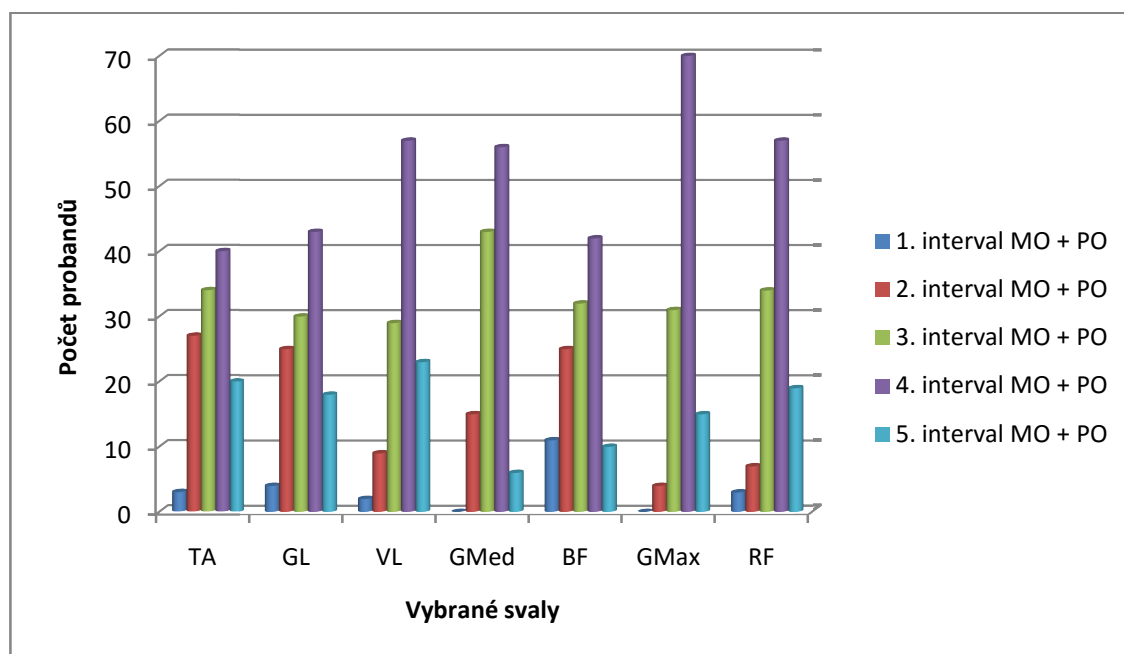
Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
1. MO + PO	3	4	2	0	11	0	3
2. MO + PO	26	25	9	15	25	4	7
3. MO + PO	32	30	29	43	32	31	34
4. MO + PO	39	43	57	56	42	70	57
5. MO + PO	20	18	23	6	10	15	19

Poznámka. MO – maximální odpor, PO – přiměřený odpor, TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

Graf 2

Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech u všech svalů a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu



Poznámka. Na ose X - TA (m. tibialis anterior), GL (m. gastrocnemius lateralis), VL (m. vastus lateralis), GMed (m. gluteus medius), BF (m. biceps femoris), GMax (m. gluteus maximus), RF (m. rectus femoris), na ose Y – počet probandů, u kterých

byl nalezen maximální mean v jednotlivých intervalech jak u maximálního – MO, tak přiměřeného odporu – PO.

6.4.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 4

Jak z grafu 2 vyplývá, maximální hodnoty parametru mean byly u všech svalů a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu zjištěny vždy ve 4. intervalu.

6.5 Výsledky k výzkumné otázce č. 5

Nebude statisticky významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů mezi jednotlivými intervaly při maximálním odporu“?

Rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů je významný: nejvíce se svaly při maximálním odporu aktivovaly ve 4. intervalu, (viz Tabulka 13, graf 3).

Tabulka 13

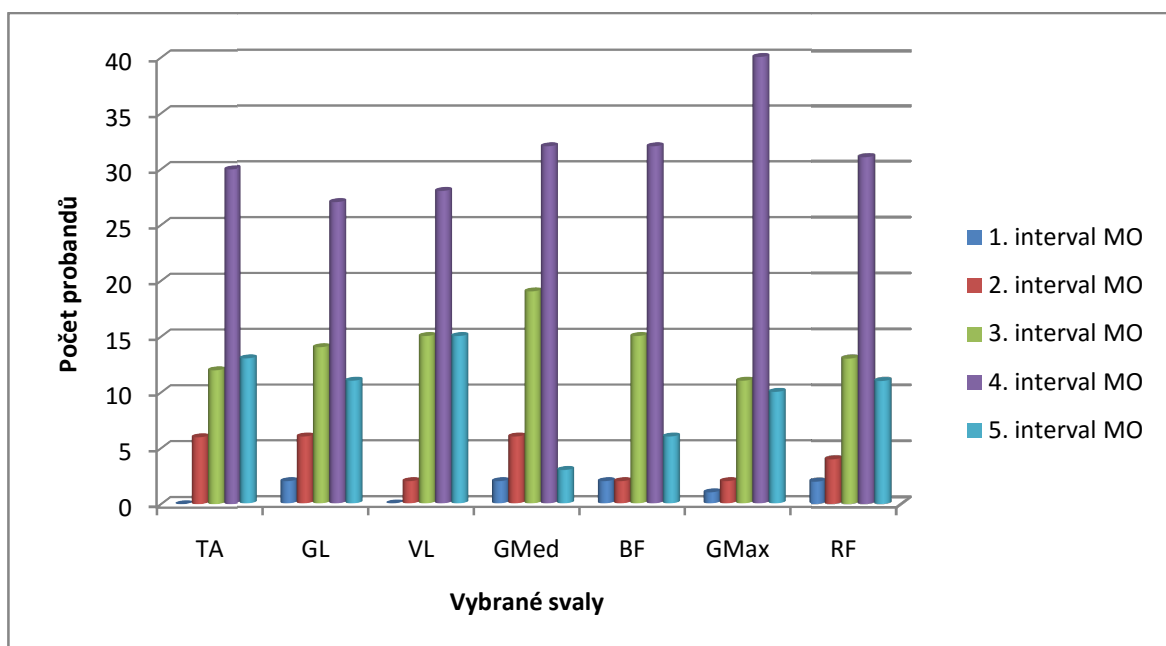
Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním odporu

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
1. MO	0	2	0	2	2	1	2
2. MO	5	6	2	6	3	2	4
3. MO	12	14	15	17	16	11	12
4. MO	30	27	28	32	33	39	31
5. MO	13	11	15	3	6	9	11

Poznámka. MO – maximální odpor, TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

Graf 3

Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním odporu



Poznámka. Na ose X - TA (m. tibialis anterior), GL (m. gastrocnemius lateralis), VL (m. vastus lateralis), GMed (m. gluteus medius), BF (m. biceps femoris), GMax (m. gluteus maximus), RF (m. rectus femoris), na ose Y – počet probandů, u kterých byl nalezen maximální mean ve všech intervalech u maximálního odporu – MO.

6.5.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 5

Jak z grafu 3 vyplývá, maximální hodnoty parametru mean byly ve všech polohách u všech svalů při maximálním odporu zjištěny vždy ve 4. intervalu.

6.6 Výsledky k výzkumné otázce č. 6

„Nebude statisticky významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů mezi všemi intervaly při přiměřeném odporu“?

Rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů není významný: maximální hodnoty parametru mean nebyly ve všech polohách při přiměřeném odporu u všech svalů stejné. Pouze VL, GMax a RF se aktivovaly nejvíce ve 4. intervalu (viz Tabulka 14, graf 4).

Tabulka 14

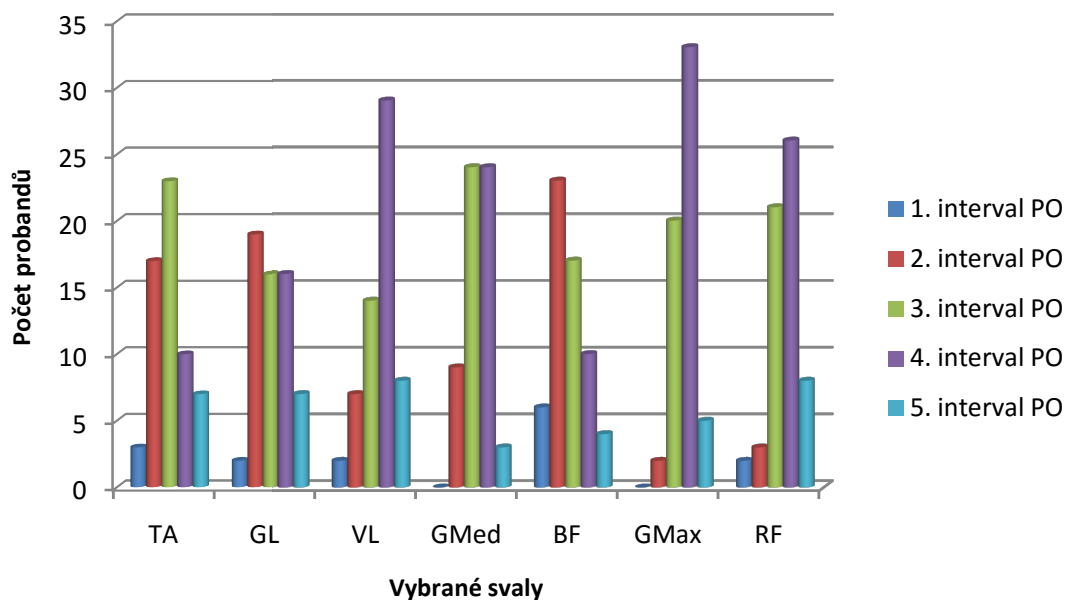
Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při přiměřeném odporu

Interval	TA	GL	VL	GMed	BF	GMax	RF
1. PO	3	2	2	0	6	0	2
2. PO	17	19	7	9	23	2	3
3. PO	23	16	14	24	17	20	21
4. PO	10	16	29	24	10	33	26
5. PO	7	7	8	3	4	5	8

Poznámka. MO – maximální odpor, TA – m. tibialis anterior, GL – m. gastrocnemius lateralis, VL – m. vastus lateralis, GMed – m. gluteus medius, BF – m. biceps femoris, GMax – m. gluteus maximus, RF – m. rectus femoris.

Graf 4

Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při přiměřeném odporu



Poznámka. Na ose X - TA (m. tibialis anterior), GL (m. gastrocnemius lateralis), VL (m. vastus lateralis), GMed (m. gluteus medius), BF (m. biceps femoris), GMax (m. gluteus maximus), RF (m. rectus femoris), na ose Y – počet probandů, u kterých byl nalezen maximální mean ve všech intervalech při přiměřeném odporu – PO.

6.6.1 Komentář k výsledkům výzkumné otázky č. 6

Jak z grafu 4 vyplývá, maximální hodnoty parametru mean byly ve všech polohách při přiměřeném odporu u TA zjištěny ve 3. intervalu, u GL ve 2. intervalu, u VL ve 4. intervalu, u GMed ve 3. a 4. intervalu, u GMax ve 4. intervalu a u RF taky ve 4. intervalu.

7 DISKUZE

Již mnoha autory (viz níže) bylo zjištěno, že silový odporovaný trénink jedné končetiny způsobuje signifikantní zvýšení volní svalové síly jak trénované, tak i kontralaterální netrénované končetiny. Efekt tréninku na kontralaterální končetině je znám pod názvem cross edukace/cross trénink/ cross transferový efekt.

V současné zahraniční literatuře existuje mnoho studií potvrzujících efektivitu odporovaného kontralaterálního tréninku (Arai, Shimizu, Shimizu, Tanaka & Yanagisawa, 2001; Bembem & Murphy, 2001; Shima, Ishida, Katayama, Morotone, Sato & Miyamura, 2002; Kofotolis & Kellis, 2007; Németh & Steinhausz, 2008; Insuk, Seungbum, Jaeyoung, Honghgee, Joonseo & Dongwook, 2012; Byungho, Hankyu, Kwangjin, Joongsook, Jaeseok, Taeyoung & Dongwook, 2013).

Existují i studie potvrzující účinek iradiace při cvičení kontralaterální končetiny u zdravých jedinců bez pohybových patologií: Pink 1981, Arai et al., 2001; Németh & Stainhausz, 2008; Sato & Maruyana, 2009; Martynková, 2010; Byungho et al., 2013).

V naší práci jsme aplikovali II. diagonálu z konceptu PNF na dominantní DK a sledován byl indirektivní, kontralaterální efekt na nedominantní DK – využití fenoménu iradiace na svaly nedominantní dolní končetiny.

Iradiace preferenčně nastává z končetiny dominantní na končetinu nedominantní. Ze studie, kterou publikovali Munn, Herbert & Gandevia (2004) také vyplývá, že trénink dominantní končetiny je ve srovnání s tréninkem nedominantní končetiny efektivnější v iradiaci svalové síly. Tohoto poznatku jsme využili v naší praktické části diplomové práce. Aplikovali jsme II. diagonálu, vzor flexe – abdukce – vnitřní rotace z konceptu PNF na dominantní dolní končetinu a sledována byla aktivita na vybraných svalech dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie.

Studie zabývající se cross-edukací u dolní končetiny neudávají, zda je u účastníků dominantní pravá nebo levá dolní končetina (DK) a ve většině studií byla trénována pouze levá DK (Farthing, 2009). Iradiace svalové síly u dolní končetiny se v dosavadních studiích liší (Hortobágyi, Lambert & Hill, 1997), což může být ovlivněno právě dominancí. Je nutno provést další výzkumy, které odhalí efekt iradiace u dolních končetin a také u levorukých jedinců.

Kofotolis et al. (2007) zjišťovali efekt cross-tréninku při aplikaci PNF a jak se při tom změní síla a výdrž v průběhu trénování extensorů a flexorů kolenního kloubu.

V této studii byl prokázán efekt cross-tréninku na extensory kolenního kloubu. Tohoto poznatku jsme v praktické části také využili a aplikovali jsme povrchové elektrody mimo jiné na m. rectus femoris a m. vastus lateralis.

Maximální odpor, dávkovaný manuálně fyzioterapeutem, byl při provádění PNF diagonály aplikován přibližně v konečné fázi diagonálního pohybu (60° flexe kyčelního kloubu, extenze kolenního kloubu a 90° dorsiflexe hlezenního kloubu). V takové pozici, kdy pacient dokázal vyvinout největší sílu. Maximální odpor byl aplikován pro dosažení vysokého stupně iradiace. Vyšší intenzita tréninku dominantní končetiny totiž vyvolává větší přenos svalové síly (Farthing, Chilibeck & Binsted, 2005).

V naší studii bylo voleno pořadí poloh dle posturální náročnosti a složitosti aplikace PNF diagonál. Nejdříve probíhalo měření v poloze na zádech (viz Obrázek 10 a 11, str. 41), poté následoval přesun do polohy na boku s flektovaným kolenním kloubem (viz Obrázek 12, str. 42).

Dle dosavadních studií byl i v naší práci zvolen PNF vzor s vnitřní rotací kyčelního kloubu, vzorec flexe – abdukce – vnitřní rotace. Například Arai et al. (2001) studovali, jaký druh odporovaného PNF vzoru jedné končetiny způsobí nejefektivnější cross edukaci při analyzování elektrické aktivity afektovaných svalů. Zjistili, že PNF vzor s vnitřní rotací kyčelního kloubu (jak flekční vzor II. diagonály, tak extenční vzor I. diagonály) byl pro cross-edukaci signifikantně nejefektivnější. Bylo prokázáno, že PNF diagonála s vnitřní rotací v kyčelním kloubu má výraznější efekt na všechny svaly druhostranné končetiny. Grzebellus et Hering (1994, 1998) sledovali efekt PNF vzorů u zdravých probandů a následně u pacientů, kteří podstoupili artroskopii kolenního kloubu. V průběhu zaznamenání EMG aktivity na kontralaterální afektované končetině srovnávali maximální možné vyvinutí síly a rozsahu pohybu afektované DK před a po sérii testování. Výzkumníci zjistili, že s výjimkou jednoho svalu byl PNF vzor s vnitřní rotací kyčelního kloubu nejefektivnější u všech svalů kontralaterální dolní končetiny.

7.1 Diskuze k výsledkům výzkumné otázky č. 1

První výzkumná otázka se zabývá tím, zda je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis mezi technikami maximální a přiměřený odpor.

U první výzkumné otázky a hypotézy H_01 a H_02 jsme porovnávali maximální a průměrný odpor u všech svalů, ve všech 5 intervalech. Test ANOVA sloužil u H_01 a H_02 k porovnání jednotlivých dat a zjištění, zda je statisticky významný rozdíl elektrické aktivace vybraných svalů v parametru mean mezi maximálním a průměrným odporem u všech svalů, ve všech polohách a ve všech intervalech vůči sobě navzájem. Výsledkem bylo, že se svalová aktivita při aplikaci vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace při maximálním a průměrném odporu na konci diagonály na dominantní dolní končetině, statisticky významně zvýšila vzhledem ke klidové aktivitě téměř u všech svalů kontralaterální nedominantní dolní končetiny – m. gluteus maximus et medius, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris a rectus femoris. Dle výsledků první a druhé hypotézy je ve všech polohách a ve všech intervalech statisticky významná elektrická aktivace m. gastrocnemius lateralis ($p \leq 0,01$) a m. biceps femoris ($p \leq 0,01$).

Pomocí testu ANOVA jsme zjišťovali i rozdíl v aktivaci svalů mezi jednotlivými technikami. Byl nalezen statisticky významný rozdíl u většiny svalů mezi technikami MO a PO. Vyšší hodnoty byly nalezeny u techniky průměrný odpor ve prospěch GMed, GMax a RF. U průměrného odporu sledujeme u těchto svalů aktivaci testované DK navíc v prvním intervalu oproti maximálnímu odporu. Ten jsme aplikovali až na konci diagonály, a proto nedochází k vyšší aktivitě oproti technice průměrný odpor, kde jsme se snažili aplikovat odpor konstantně po celou dobu pohybu.

Statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů ve všech polohách při maximálním a průměrném odporu (H_01 a H_02) nenastal pouze u TA vzhledem ke klidové aktivitě svalů. Příčinou nedostatečného zvýšení aktivity m. tibialis anterior při aktivitě kontralaterální dolní končetiny může být zajištění opory pro daný pohyb. V případě maximálního odporu u RF také nedošlo ke statisticky významnému rozdílu v aktivaci svalů, ale co se týče průměrného odporu, došlo u RF ke statisticky významnému rozdílu v prvních 3 intervalech.

Dle našich výsledků lze říci, že v rehabilitační praxi stačí využít průměrný odpor v průběhu celé diagonály. Maximální odpor není významně více aktivační pro vybrané svaly.

7.2 Diskuze k výsledkům výzkumné otázky č. 2

Cílem druhé výzkumné otázky bylo zjistit, zda je statisticky významný rozdíl ve velikosti elektrické aktivace m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius lateralis mezi polohami: leh na zádech s flexí, leh na zádech s extenzí kolenního kloubu a leh na boku s flektovaným kolenním kloubem testované nedominantní DK. Různé polohy probandů byly voleny proto, abychom mohli porovnat, zda se liší aktivita svalů nedominantní dolní končetiny v jednotlivých polohách.

U druhé výzkumné otázky – hypotézy H_03 jsme porovnávali naměřené hodnoty všech vybraných svalů testované (nedominantní) dolní končetiny ve všech polohách vůči sobě navzájem, zvláště při přiměřeném a zvláště při maximálním odporu. Přičemž se aktivovala dominantní dolní končetina ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace. Použitá data byla z celého úseku zaznamenaného pohybu.

Během izometrické aktivity svalů dominantní dolní končetiny došlo k aktivaci svalů kontralaterální končetiny. Statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů ve všech polohách a ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu (H_03) nenastal pouze u RF.

Dále jsme zjistili, že poloha testované nedominantní DK má významnou vliv na aktivaci vybraných svalů. V poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK se statisticky významně aktivují svaly TA, GL, GMed a BF. Z výsledků studie je zřejmé, že svaly testované netréované DK se při iradiaci z kontralaterální končetiny aktivují lépe v poloze s flektovaným kolenním kloubem oproti poloze s extendovaným kolenním kloubem a poloze na boku. V poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem je totiž DK opřená o podložku – v opoře, vytvoří punctum fixum a podílí se tak na stabilizaci těla v prostoru. V poloze vleže na boku svého maxima dosahuje pouze GMax. Pokud je cílem rehabilitace zvýšit aktivitu m. gluteus maximus, je dle výsledků této studie výhodnější využít aktivity druhostranné končetiny v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem netréované DK za využití vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace.

Výsledek pro praxi je ten, že všechny svaly s výjimkou RF a VL lze tímto způsobem aktivovat. Například TA se statisticky nejvíce aktivuje (nejvyšší mean) v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK, konkrétně

v prvních třech intervalech – tedy v první polovině pohybu do diagonály. GL se statisticky nejvíce aktivuje v poloze vleže na zádech s flektovanou testovanou DK. GMed v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK. BF v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK. Pouze GMax se statisticky nejvíce aktivuje v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK. Dalším výsledkem pro praxi tedy je, že poloha testované nedominantní DK hraje roli v míře aktivace vybraných svalů.

Cílem třetí výzkumné otázky bylo posoudit, zda je statisticky významný rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flexí kolenního kloubu. Z hlediska porovnání četnosti maximálních hodnot parametru mean bylo zjištěno, že nejvíce aktivační charakter má 3. a 4. interval, což odpovídá druhé polovině diagonály, co se týče maximální aktivace všech vybraných svalů mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem.

U čtvrté výzkumné otázky, ve které jsme testovali, zda bude významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů mezi jednotlivými intervaly při maximálním a přiměřeném odporu, jsme dospěli k závěru, že rozdíl v maximální elektrické aktivaci vybraných svalů ve všech polohách a mezi všemi intervaly je u této hypotézy významný. Z hlediska porovnání četnosti maximálních hodnot parametru mean bylo zjištěno, že maximální hodnoty parametru mean byly u všech svalů a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu zjištěny vždy ve 4. intervalu, což odpovídá druhé polovině PNF diagonály.

U páté výzkumné otázky, ve které jsme testovali, zda nebude významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů ve všech intervalech při maximálním odporu, jsme zjistili, že rozdíl v maximální elektrické aktivaci všech vybraných svalů je významný. Maximální hodnoty parametru mean byly ve všech polohách u všech svalů při maximálním odporu zjištěny vždy ve 4. intervalu.

Příčinou vyšší aktivity všech svalů ve 4. intervalu může být právě maximální odpor aplikovaný až na konci diagonálního pohybu narozdíl od přiměřeného odporu, který byl aplikován v průběhu celého pohybu – zde výsledky potvrzují pozvolný nástup aktivity s vrcholem ve 3. a 4. intervalu při provádění diagonálního pohybu na dominantní dolní končetině. V 5. intervalu již nedošlo k aktivaci již tolika svalů. Naopak docházelo k rychlému útlumu svalové aktivity.

U šesté výzkumné otázky, ve které jsme testovali, zda nebude statisticky významný rozdíl v maximální aktivaci všech vybraných svalů ve všech intervalech při přiměřeném odporu, jsme zjistili, že maximální hodnoty parametru mean byly ve všech polohách při přiměřeném odporu u TA ve 3. intervalu, u GL ve 2. intervalu, u VL ve 4. intervalu, u GMed ve 3. a 4. intervalu, u GMax ve 4. intervalu a u RF taky ve 4. intervalu.

7.3 Limity výzkumu

K limitům výzkumu patří počet probandů. Celkový soubor byl tvořen 20 probandy z řad studentek fyzioterapie. V takovém množství se statisticky významně projeví odchylka jednoho probanda. Testovaný soubor nebyl utvořen náhodným výběrem, ale randomizace proběhla u rozdělení probandek do dvou skupin, přičemž každá skupina začínala jiným pořadím technik a polohou kolenního kloubu nedominantní DK. Co se týče doporučení pro praxi – jsou limitována vzhledem tomu, že se jednalo o zdravé probandky.

Z důvodu fyzické vyčerpání probanda byla prováděna pouze dvě opakování PNF diagonály v každé poloze a při každé technice.

Navíc nemůžeme zaručit konstantnost přiměřeného odporu – nebyla nijak měřena. Existují však snímače, které jsme neměli k dispozici, a které tuto konstantnost mohou detekovat.

8 ZÁVĚRY

V této práci jsme se zabývali hodnocením míry aktivace vybraných svalů nedominantní dolní končetiny pomocí SEMG (povrchové elektromyografie) při aplikaci II. diagonály, vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace z konceptu PNF na dominantní dolní končetinu – využití indirektivního přístupu.

Teoretická část diplomové práce shrnuje informace o propioceptivní neuromuskulární facilitaci, principech indirektivního přístupu, iradiaci a možnosti využití iradiace v praxi. Dále udáváme mechanismy cross edukace a efekt cross edukace na kontralaterální „netrénovanou“ končetinu. Blíže zde popisujeme studie potvrzující efektivitu indirektivní terapie. Na závěr shrnujeme poznatky o vlivu dominance, velikosti síly a typu kontrakce na iradiaci a vliv iradiace na agonistické a antagonistické skupiny svalů.

Cílem experimentální části bylo sledovat a hodnotit míru aktivace svalů v jednotlivých polohách při aktivitě kontralaterální dominantní dolní končetiny ve flekčním vzorci z konceptu PNF u zdravých probandů.

Vedlejším cílem práce bylo zhodnotit míru aktivace vybraných svalů při použití techniky přiměřený odpor v průběhu celé diagonály a maximální odpor na konci diagonály u zdravých probandů.

Při vyhodnocení naměřených dat pomocí testu ANOVA jsme došli k závěru, že se svalová aktivita v průběhu vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace na dominantní DK při maximálním a přiměřeném odporu významně zvýšila na kontralaterální nedominantní DK téměř u všech svalů – GMax a GMed, VL, BF, TA a GL. Vyšší hodnoty byly oproti maximálnímu odporu nalezeny u techniky přiměřený odpor ve prospěch GMed, GMax a RF. U přiměřeného odporu sledujeme u těchto svalů aktivaci testované DK navíc v prvním intervalu oproti maximálnímu odporu. Maximální odpor jsme aplikovali až na konci diagonály, a proto nedochází k vyšší aktivitě v prvním intervalu tak, jako u techniky přiměřený odpor, kde jsme se snažili aplikovat odpor konstantně po celou dobu pohybu. Dle našich výsledků lze říci, že v rehabilitační praxi stačí využít přiměřený odpor v průběhu celé diagonály. Maximální odpor není významně více aktivační pro vybrané svaly.

Ve všech polohách a ve všech intervalech byla statisticky významnější elektrická aktivace GL ($p \leq 0,01$) a BF ($p \leq 0,01$). Nesignifikantní výsledek byl při porovnání

maximálního a průměrného odporu pouze u TA. Výsledek pro praxi je ten, že všechny svaly s výjimkou TA lze tímto způsobem aktivovat.

Dále jsme zjistili, že poloha testované nedominantní DK má významnou vliv na aktivaci vybraných svalů. V poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK se statisticky významně aktivují svaly TA, GL, GMed a BF. Z výsledků studie je zřejmé, že svaly testované netréované DK se při iradiaci z kontralaterální končetiny aktivují lépe v poloze s flektovaným kolenním kloubem oproti poloze s extendovaným kolenním kloubem a poloze na boku. V poloze vleže na boku svého maxima dosahuje pouze GMax.

Z hlediska porovnání četnosti maximálních hodnot parametru mean bylo u polohy vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem při maximálním a průměrném odporu zjištěno, že nejvíce aktivační charakter má 3. a 4. interval, což odpovídá druhé polovině diagonály. Z hlediska porovnání četnosti maximálních hodnot parametru mean bylo zjištěno, že nejvíce aktivační charakter má u maximálního a průměrného odporu ve všech polohách vždy 4. interval. Maximální hodnoty parametru mean byly u všech svalů a ve všech polohách při maximálním odporu zjištěny také vždy ve 4. Intervalu. U průměrného odporu byly maximální hodnoty parametru mean ve všech polohách u TA ve 3. intervalu, u GL ve 2. intervalu, u VL ve 4. intervalu, u GMed ve 3. a 4. intervalu, u GMax ve 4. intervalu a u RF taky ve 4. intervalu.

Výsledkem této studie je také poznatek, že nejvíce svalů se na nedominantní DK maximálně aktivovalo ve 3. a ještě více ve 4. intervalu, což odpovídá druhé polovině diagonály během vykonávání pohybu ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace na dominantní DK.

9 SHRNU TÍ

Cílem diplomové práce bylo porovnat vliv dvou technik a různých poloh probandů na aktivitu svalů testované nedominantní dolní končetiny. II. diagonála z konceptu PNF byla aplikována na kontralaterální dominantní dolní končetinu (indirektivní přístup).

Experiment byl uskutečněn s vybranými účastníky výzkumu – 20 probandů ve věku $24,3 \pm 0,6$ let. Elektrická aktivita svalů testované nedominantní dolní končetiny byla snímána prostřednictvím SEMG (povrchová elektromyografie, surface electromyography) a elektrody byly umístěny na m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius lateralis.

Statistickým testem ANOVA a *t-testem* bylo porovnáním jednotlivých dat zjištěno, že při aktivitě dominantní dolní končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace dochází k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity nedominantní dolní končetiny u zdravých probandů téměř u všech svalů kontralaterální nedominantní dolní končetiny – m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior.

Zjistili jsme, že přiměřený odpor je statisticky efektivnější ve prospěch GMed, GMax a RF oproti maximálnímu odporu v průběhu PNF diagonály. Všechny svaly s výjimkou RF a VL lze tímto způsobem aktivovat. Navíc bylo zjištěno, že poloha testované nedominantní DK má významný vliv na míru aktivace vybraných svalů. Nejvíce svalů se aktivovalo (nejvyšší mean) v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované DK – TA, GL, GMed a BF. Pouze GMax se statisticky nejvíce aktivoval v poloze vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované DK.

Výsledkem také je, že nejvíce svalů se na nedominantní DK maximálně aktivovalo ve 3. a 4. intervalu, což odpovídá druhé polovině diagonály během vykonávání pohybu ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace na dominantní DK.

10 SUMMARY

The aim of this diploma thesis was to compare the effects of the indirect application of PNF – second diagonal. Various techniques and positions of the probands were applied on the unexercised (non-dominant) lower limb while the contralateral (dominant) lower limb was exercised.

Within the frame of the research an application of indirect lower limb PNF pattern exercise was carried out by two examiners with a group of 20 probands aged 24.3 ± 0.6 . A surface EMG (surface electromyography) was used for the measurement and electrical activity of the unexercised limb was analysed. The electrodes were placed at m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior and m. gastrocnemius lateralis.

In the statistical analysis we performed the ANOVA test and *t-test*. The results revealed a significant change in the muscular activation of the opposite-side lower limb. Our results suggest that PNF pattern training (flexion – abduction – internal rotation) of the dominant lower limb can be effective in promoting muscular activation of the contralateral muscles, especially m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius lateralis and m. rectus femoris.

We found out that constant resistance is statistically more effective than maximal resistance with benefit for GMed, GMax and RF during PNF diagonal. In addition, it was found that the position of the tested lower limb has a significant effect on activation of these muscles. In the position on the back the contralateral limb activation in the flexion – abduction – internal rotation leads to a significantly higher activity. In the position on the side, only the GMax muscle reached its maximum activity. The results further imply that most muscles on non-dominant lower limb activated maximally in 3rd and 4th interval. That is the second half of the diagonal during PNF pattern flexion – abduction – internal rotation.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

Adler, S., Beckers, D., & Buck, M. (2003). *PNF in practice*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2003. ISBN 978-3-662-04134-5

Adler, S., Beckers, D., & Buck, M. (2008). *PNF in practice: an illustrated guide*. 3rd ed. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008. ISBN 978-3-540-73901-2

American College of Sports Medicine (2002). Position stand on progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 364-380.

Arai, M., Shimizu, H., Shimizu, M., Tanaka, Y., & Yanagisawa, K. (2001). Effects of the use of cross-education to the affected side through various resistive exercises of the sound side and settings of the length of the affected muscles. *Hiroshima Journal of Medical Sciences*, 50(3), 65-73.

Bemben, M. & Murphy, R. (2001). Age related neural adaptation following short term resistance training in women. *Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness*, 41, 291-9.

Byungho, Y., Hankyu, P., Kwangjin, H., Joongsook, L., Jaeseok, L., Taeyoung, O., & Dongwook, H. (2013). The Effects of Abdominal Hollowing in Lower-limb PNF pattern Training on the Activation of Contralateral Muscles. *Journal of Physical Therapy Science*, 25, 1335-1338.

Carey, J., Allison, J., & Mundale, M. (1983). Electromographic study of muscular overflow during precision handgrip. *Physical Therapy*, 63, 505-511.

Carr, L., Harrison, L., & Stephens, J., 1994. Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. *Journal of Physiology*, 475(2), 217-27.

Carroll, T., Herbert, R., Munn, J., Lee, M., & Gandevia, S. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*, 101, 1514-1522.

Carroll, T., Selvanayagam, V., Riek, S., & Semmler, J. (2011). Neural adaptations to strength training: moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta Physiologica*, 202(2), 119-140.

Carson, R. (2005). Neural pathways mediating bilateral interactions between the upper limbs. *Brain Research Reviews*, 49(3), 641-662.

Cernacek, J. (1961). Contralateral motor irradiation – cerebral dominance. *Archives of Neurology*, 4, 165-72.

Cincotta, M., & Ziemann, U. (2008). Neurophysiology of unimanual motor control and mirror movements. *Clinical Neurophysiology*, 119, 744-762.

Davis, R. (1942). The pattern of muscular action in simple voluntary movement. *Journal of Experimental Psychology*, 31, 347-366.

Devine, K., Veau, B., & Yack, H. (1981). Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. *Physical Therapy Journal*, 61, 898-903.

De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

Dragert, K. & Zehr, E. (2012). High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Experimental Brain Research*. 225(1), 93-104.

Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 18-22.

Eliassen, J., Baynes, K., & Gazzaniga, M. (1999). Direction information coordinated via the posterior third of the corpus callosum during bimanual movements. *Experimental Brain Research*, 128(4), 573-577.

Enoka, R. (1988). Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Medicine*, 6(3), 146-68.

Farthing, K., Chilibeck, P., & Binsted, G. (2005). Cross-education of arm muscular strength is unidirectional in right-handed individuals. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(9), 1594-1600.

Farthing, J. (2009). Cross-education of strength depends on limb dominance: Implications for theory and application. *Sport Sciences Reviews*, 37, 179-187.

Ferber, R., Gravelle, D., & Osternig, L. (2002). Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 12(5), 391-7.

Fitzgerald, M. (1996). *Neuroanatomy: Basic and Clinical* (3rd edition). WB Saunders company Ltd, London. ISBN 978-0702019944

Folland, J. & Williams, A. (2007). The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, 37(2), 145-168.

Gellhorn, E., Hyde, J., & Gay, J. (1949). Proprioception and convulsions. *Archives Internationales Pharmacodynamie et de Thérapie*, 80(1), 110-8.

Gregg, R., Mastellone, A, & Gersten, J. (1957). Cross exercise; a review of the literature and study utilizing electromyographic techniques. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 36(5), 269-80.

Grzebellus, M. & Hering, G. (1994). The effect of selected PNF pattern on contralateral, knee controlling muscles. *IPNFA Meeting Giessen*, 1994.

Grzebellus, M. & Hering, G. (1998). The Effect of Contralateral PNF Patterns on Patients After Knee surgery. *IPNFA Meeting Vallejo*, 1998.

Gupta, S., Hamdani, N., & Sachdev, HS. (2015). Effect of Irradiation by Proprioceptive Neuromuscular Facilitation on Lower Limb Extensor Muscle Force in Adults. *Journal of Yoga and Physical Therapy*, 5(2), 1-7.

Hellebrandt, F., Parrish, A., & Houtz, S. (1947). Cross education – the influence of unilateral exercise on the contralateral limb. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 28, 76-85.

Hellebrandt, F. (1951). Cross education: Ipsilateral and contralateral effects of unimanual training: *Applied Physiology*, 4, 136-144.

Hendy, A., Spittle, M., & Kidgell, D. (2012). Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15, 94-101.

Hermens H. J., Merletti R., & Freriks B., (1996). [SENIAM 1] European Activities on Surface ElectroMyoGraphy, Proceedings of the first general SENIAM workshop, Torino, Italy, eds. Roessingh Research and Development, ISBN 90-75452-05-5.

Hodges, P., & Richardson, C. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy Journal*, 77, 132-142.

Hodges, P., Eriksson, A., Shirley, D., & Gandevia, S. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 38, 1873-1880.

Holubářová, J., & Pavlů D. (2007). Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294

Hortobágyi, T., Hill, J., Houmard, J., Fraser, D., Lambert, N., & Israel, R. (1996). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*, 80(3), 765-772.

Hortobágyi, T., Lambert, N., & Hill, J. (1997). Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(1), 107-12.

Hortobágyi, T., Scott, K., Lambert, N., Hammilton, G., & Tracy, J. (1999). Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control*, 3, 205-219.

Hortobágyi, T., Demsey, L., Fraser, D., Zheng, G. Hamilton, J. Lambert, L. & Dohm (2000). Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *Journal of Physiology*, 524(1), 293-304.

Hortobágyi, T. (2005). Cross education and the human central nervous system. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24(1), 22-28.

Hortobágyi, T., Richardson, S., Lomarev, M., Shamim, E., Meunier, S., Russman, H., Dang, N., & Hallet, M. (2011). Interhemispheric plasticity in humans. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(7), 1188-1199.

Housh, D., Housh, T., Johnson, G., & Chu, W. (1992). Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *73*(1), 65-70.

Houston, M., Froese, E., Valeriote, S., Green, H., & Ranney, D. (1983). Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: A one leg model. *European Journal of Applied Physiology*, *51*, 25-35.

Insuk, P., Seungbum, P., Jaeyoung, P., Honghgee, Ch., Joonseo, P., & Dongwook, H. (2012). The Effects of Self-induced and Therapist-assisted Lower-limb PNF Pattern Training on the Activation of Contralateral Muscles, *Journal of Physical Therapy Science*, *24*, 1123–1126.

Kabat, H. (1958). Proprioceptive facilitation in therapeutic exercise, *Therapeutic Exercise*.

Kannus, P., Alosa, D., Cook, L, Johnson, R., Renstrom, P., Pope, M., Beynonn, B., Yasuda, K., Nichols, C., & Kaplan, M. (1992). Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A randomized controlled study using isometric and concentric isokinetic training. *European Journal of Applied Physiology*, *64*(2), 117-26.

Kisner, C. & Colby, L. (2007). Therapeutic exercise: Foundations and techniques. 5th ed. Philadelphia: F. A. Davis Company.

Knott, M. & Voss, D. (1956). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. New York: Harper.

Knott, M. & Voss, D. (1968). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. New York: Harper & Row.

Kofotolis, N. & Kellis, E. (2007). Cross-training effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Physical therapy in sport*, *8*, 109-116

Kofotolis, N., Vrabas, I., Vamvakoudis, E., Papanikolaou, A., & Mandroukas, K. (2005). Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 1-4.

Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 142-147.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: GALÉN

Kolářová, B. (2012). *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi* [Brochure]. Olomouc: EZ Centrum s.r.o.

Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 80-7262-618-3.

Kristeva, R., Cheyne, D., & Deecke, L. (1991). Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81, 284-298.

Krobot, A. & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* [Brochure]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Lagerquist, O., Zehr, EP., & Docherty, D. (2006). Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *Journal of Applied Physiology*, 100, 83–90.

Lee, M., & Carroll, T. (2007). Cross-education: Possible mechanisms for the contralateral effects of unilateral resistance training. *American Journal of Sports Medicine*, 37(1), 1-14.

Lee, M., Hinder, MR., Gandevia, SC., & Carroll, TJ. (2010). The ipsilateral motor cortex contributes to cross-limb transfer of performance gains after ballistic motor practise. *Journal of Physiology*, 588, 201-212.

Lundbye-Jensen, J., & Nielsen, J. (2008). Central nervous adaptations following 1 wk of wrist and hand immobilisation. *Journal of Applied Physiology*, 105(1), 139-151.

Magnus, Ch. (2013). Clinical application of cross-education to unilateral limb immobilization. *Dissertation*, University of Saskatchewan, 2013.

Martynková, A. (2010). *EMG objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd, Olomouc.

McCartney, N., Moroz, D., Garner, S., & Mc Comas, A. (1988). The effects of strength training in patients with selected neuromuscular disorders. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(4), 362-8.

Molls, V., & Quintana, L. (1985). Electromyography results of exercise overflow in hemiplegic patients. *Physical Therapy*, 65(7), 1041-5.

Mirská, E. (2013). *SEMG objektivizace indirektivních přístupů v PNF*. Diplomová práce. Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd, Olomouc.

Moritani, T., & deVries, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*, 58, 115-130.

Munn J., Herbert R., & Gandevia SC. (2004). Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1861-1866.

Munn, J., Herbert, R., Hancock, M. & Gandevia, SC. (2005). Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *Journal of Applied Physiology*, 99, 1880-1884.

Németh, E., & Steinhausz, V. (2008). PNF induced irradiation on the contralateral lower extremity with EMG measuring. *In Proceedings of the 3rd Hungarian Conference on Biomechanics*, 261-266.

Nikolaos, D., Kofotolis, N., & Kellis, E. (2007). Cross-training effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Journal of Sports Physical Therapy*, 8, 109-116.

Nordin, M., & Frankel, VH. (2012). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 4th ed. Lippincott Williams and Wilkins, ISBN 978-1-60913-335-1

Oakman, A., Zhou, S., & Davie, A. (1999). Cross-education effect observed in voluntary and electromyostimulation strength training. In: XVII International Symposium of Biomechanics in Sports, edited by Sanders RH and Gibson BJ. Perth, Australia: Edith Cowan Uni, 401-404, 1999.

Opavský, J. (2003). Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Pavlů, D. (2002). Speciální fyzioterapeutické koncepty metody I. Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi. Brno: CERM, str. 239, ISBN 80-7204-266-1

Pierrot-Deseilligny E., & Burke D. (2005). Circuitry of the human spinal cord. Cambridge, UK: Cambridge University Press.

Pink, M. (1981). Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation pattern. *Physical therapy*, 61(8), 1158-1162.

Ploutz, L., Tesch, P., Biro, R., & Dudley, G. (1994). Effect of resistance training on muscle use during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 76, 1675-1681.

Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6, 173-177.

Rozier, C., & Elder, J. (1980). Cross-training effects of isokinetic exercise on skeletal muscle. *International Journal of Rehabilitation Research*, 3(1), 71-3.

Ruddy, K., & Carson, R. (2013). Neural pathways mediating education of motor function. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7(397), 1-22.

Sato, H., & Maruyama, H. (2009). The effects of indirect treatment of proprioceptive neuromuscular facilitation. *Journal of Physical Therapy Science*, 21, 189-193.

Sariyildiz, M., Karacan, I., Rezvani, A., Ergin, O., & Cidem, M. (2011). Cross-education of muscle strength: Cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21, 359-364.

Scripture, E., Smith, T., & Brown, E. (1894). On the education of muscular control and power. *Yale Psychological Studies*, 2, 114-19.

Sehm, B., Perez, M., Xu, B., Hidler, J., & Cohen, L. (2010). Functional neuroanatomy of mirroring during a unimanual force generation task. *Cereb Cortex*, *20*(1), 34-45.

Sherrington, C. (1911). *The integrative action of the nervous system*: New Haven, CT, Yale University Press. 1911, 150-170.

Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotone, Y., Sato, Y., & Miyamura A. (2002). Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol*, *86*, 287-294.

Shimura, K., & Kasai, T. (2002). Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. *Human Movement Science*, *21*, 101-113.

Springer, B., Mielcar, B., Nesfield, T., & Teyhen, D. (2006). Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *36*, 289-297.

Stevenson, M., Finch, C., Hamer, P., & Elliot, B. (2003). The Western Australian sports injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *37*(5), 380-381.

Stromberg, B. (1986). Contralateral therapy in upper extremity rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *65*(3), 135-43.

Suetta, C., Aagaard, P., Magnusson, S., Andersen, L., Sipila, S., Rosted, A., Jakobsen, A., Duus, B., & Kjaer, M. (2007). Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristic in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *American physiological society: Journal of Applied Physiology*, *102*, 942-948.

Suetta, C., Hvid, L., Justesen, L., Christensen, U., Neergaard, K., Simonsen, L., Ortenblad, N., Magnusson, S., Kjaer M., & Aagaard, P. (2009). Effects of aging on human skeletal muscle after immobilization and retraining. *Journal of Applied Physiology* *107*(4), 1172-80.

Valdal, V. et al. (2009). A pilot study on the effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on gait. *Saxion University of Applied Sciences*, 1-6.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.

Véle, F. (2006). Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9

Voss, D., Ionta, M., & Myers, B. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation : Patterns and techniques*. 3. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1985. 370 s. ISBN 0-06-142595-8

Westwater-Wood, S., Adams, N., & Kerry, R. (2010). The use of proprioceptive neuromuscular facilitation in physiotherapy practice. *Physical therapy Reviews*, 15(1), 23-28.

Witt, D., Talbott, N., & Kotowski, S. (2011). Electromyographic activity of scapular muscles during diagonal patterns using elastic resistance and free weights. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6, 322-332.

Yue, G & Cole, K. (1992). Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 67, 1114-1123.

Yue G., Wilson, S., Cole, K., Darling, W., & Yuh, W. (1996). Imagined muscle contraction training increases voluntary neural drive to muscle. *Journal of Psychophysiology*, 10, 198-208.

Yue, G., Bilodeau, M., Hardy, P. et al. (1997). Task-dependent effect of limb immobilization on the fatigability of the elbow flexor muscles in humans. *Experimental Physiology*, 82(3), 567-592.

Zhou, S. (2000). Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 28(4), 177-84.

Zhou, S., Oakman, A., & Davie, AJ. (2002). Effects of unilateral voluntary and electromyostimulation training on muscular strength on the contralateral limb. School of Health and Human Sciences, Southern Cross University.

Zohn, D., Leach, R., & Stryker, W. (1964). A Comparison of isometric and isotonic exercises of the quadriceps after injuries to the knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 45, 571-4.

SEZNAM ZKRATEK

BF	m. biceps femoris
CNS	centrální nervová soustava
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
FTK	Fakulta tělesné kultury
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
EBM	evidence based medicine (medicína založená na důkazech)
EMG	elektromyograf
FTK	Fakulta tělesné kultury
GL	m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis
GMA	m. gluteus maximus
GME	m. gluteus medius
m.	musculus (sval)
IPNFA	Mezinárodní asociace PNF
MO	maximální odpor
MVC	maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
MVIC	maximal voluntary isometric contraction (maximální volní izometrická kontrakce)
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PNS	periferní nervový systém
PO	přiměřený odpor
RF	m. rectus femoris
str.	strana
SD	směrodatná odchylka
SIAS	spina iliaca anterior superior
SEMG	surface electromyography (povrchová elektromyografie)
TA	m. tibialis anterior
TEP	totální endoprotéza
UP	Univerzita Palackého
VL	m. vastus lateralis

VM m. vastus medialis
 μV mikrovolty

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Vizualizace motorické iradiace	22
Obrázek 2: Teoretické modely cross edukace	23
Obrázek 10: Poloha vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK	42
Obrázek 11: Poloha vleže na zádech s extendovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK	42
Obrázek 12: Poloha vleže na boku s flektovaným kolenním kloubem testované (nedominantní) DK	43

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Základní charakteristika probandů	37
Tabulka 2: Výsledky testu ANOVA - porovnání parametru „Mean“ u vybraných svalů ve všech polohách a ve všech intervalech vůči sobě navzájem u maximálního odporu	47
Tabulka 3: Výsledky testu ANOVA - porovnání parametru „Mean“ u vybraných svalů ve všech polohách a ve všech intervalech vůči sobě navzájem u přiměřeného odporu	48
Tabulka 4: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. tibialis anterior ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	50
Tabulka 5: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. gastrocnemius lateralis ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	50
Tabulka 6: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. vastus lateralis ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	51
Tabulka 7: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. gluteus medius ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	51
Tabulka 8: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. biceps femoris ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	52
Tabulka 9: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. gluteus maximus ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	53
Tabulka 10: Výsledky t-testu - porovnání jednotlivých poloh vůči sobě navzájem u m. rectus femoris ve všech intervalech při maximálním a přiměřeném odporu	53
Tabulka 11: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve 3. a 4. intervalu při maximálním a přiměřeném odporu v poloze vleže na zádech s flektovaným kolenním kloubem	55
Tabulka 12: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu	57
Tabulka 13: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním odporu	58
Tabulka 14: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při přiměřeném odporu	60

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve 3. a 4. intervalu při maximálním a přiměřeném odporu v poloze s flektovaným kolenním kloubem	55
Graf 2: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech u všech svalů a ve všech polohách při maximálním a přiměřeném odporu	57
Graf 3: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při maximálním odporu	59
Graf 4: Četnost maximálních hodnot parametru mean ve všech intervalech a ve všech polohách při přiměřeném odporu	60

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Vyjádření etické komise	89
Příloha 2: Informovaný souhlas	90
Příloha 3: Formulář k měření aktivity svalů při aplikaci PNF s využitím SEMG	91
Příloha 4: Seznam obrázků	92-95

Příloha 1: Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 29.1.2016 byl projekt diplomové práce
autorky **Bc. Barbory Kuňákové**

s názvem **Sledování aktivity svalstva dolní končetiny pomocí povrchové
elektromyografie při aplikaci proprioceptivní neuromuskulární facilitace**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 8/2016
dne: 29.2.2016

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující
lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické
komise.**

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2: Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Sledování aktivity svalstva dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie při aplikaci propioceptivní neuromuskulární facilitace.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaná souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byla jsem podrobně informována o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměla jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3: Formulář k měření aktivity svalů při aplikaci PNF s využitím SEMG

Testovaná (nedominantní) DK:

Datum měření:

Jméno pacienta:

Ročník:

Tělesná hmotnost:

Výška:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

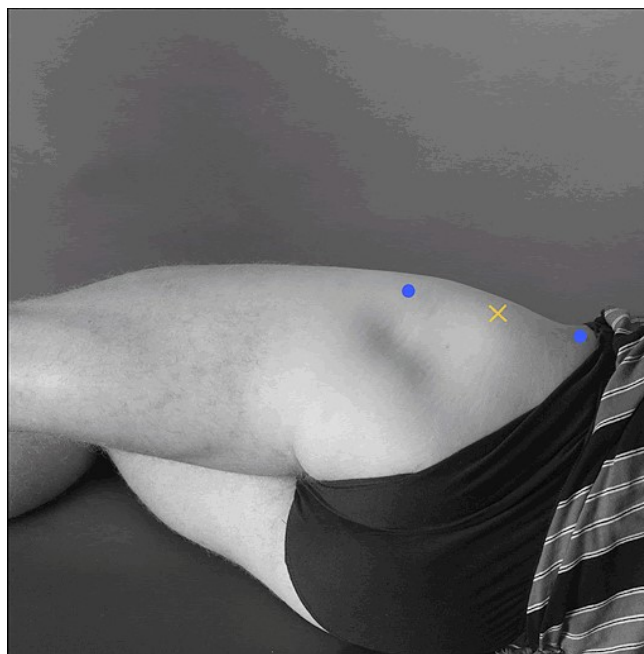
Úrazy DKK:

Další úrazy a operace:

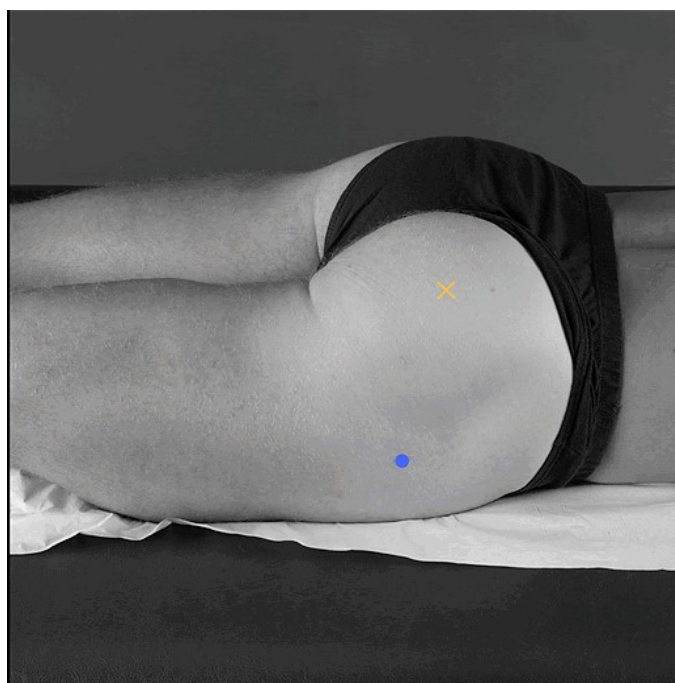
Datum a typ operace:

Pohybová aktivita:

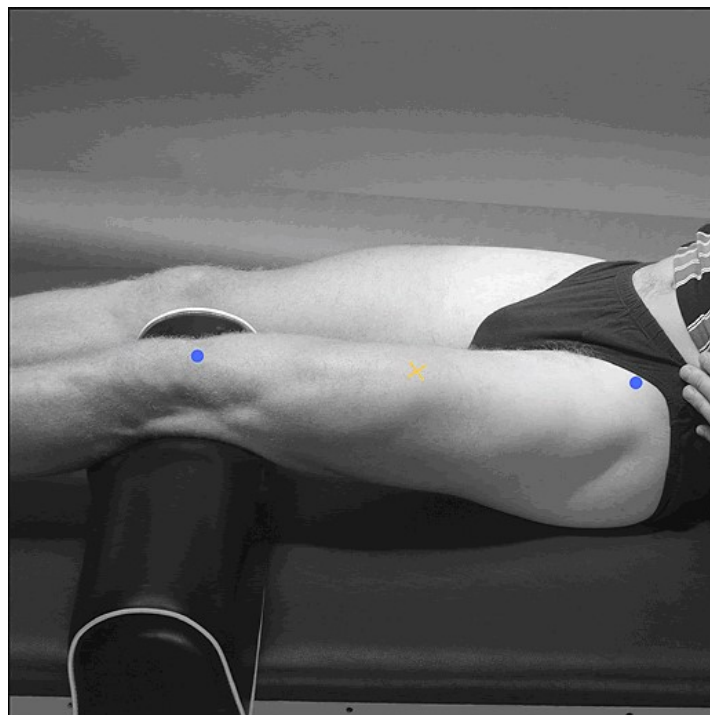
Příloha 4: Seznam obrázků



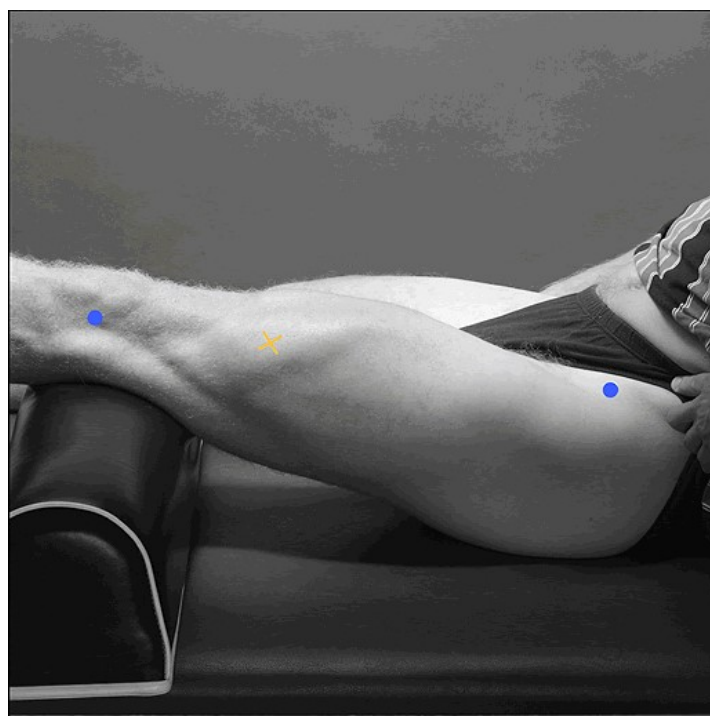
Obrázek 3. Lokalizace bipolárních elektrod u m. gluteus medius (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



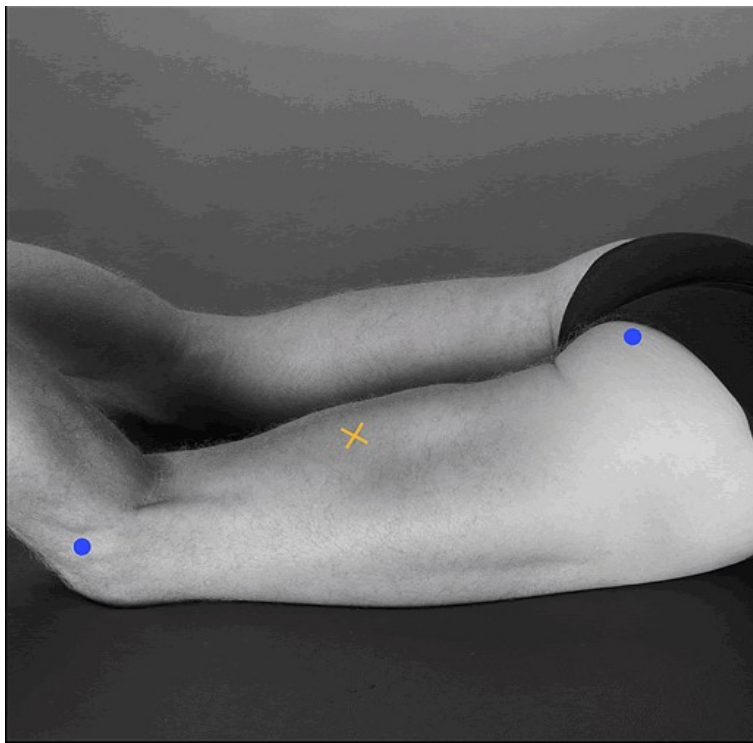
Obrázek 4. Lokalizace bipolárních elektrod u m. gluteus maximus (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



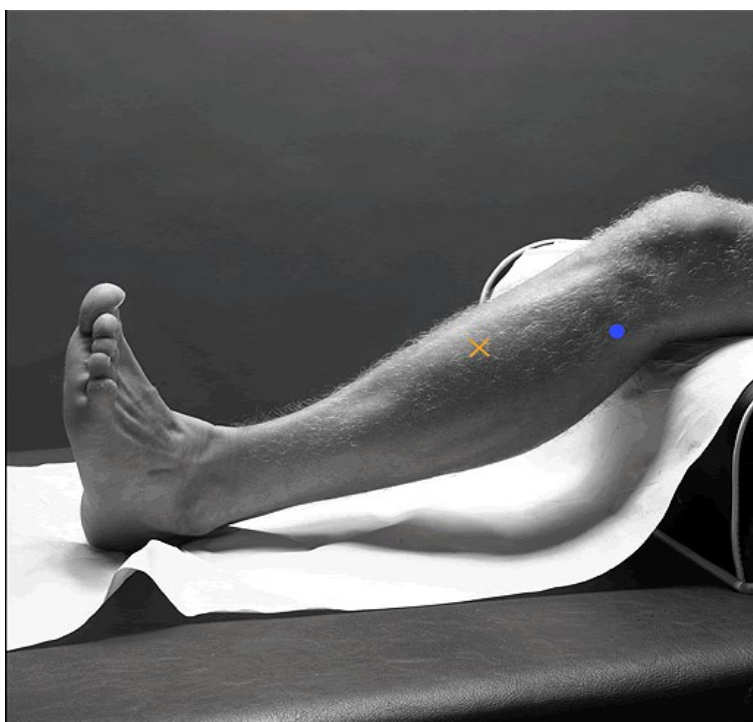
Obrázek 5. Lokalizace bipolárních elektrod u m. rectus femoris (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



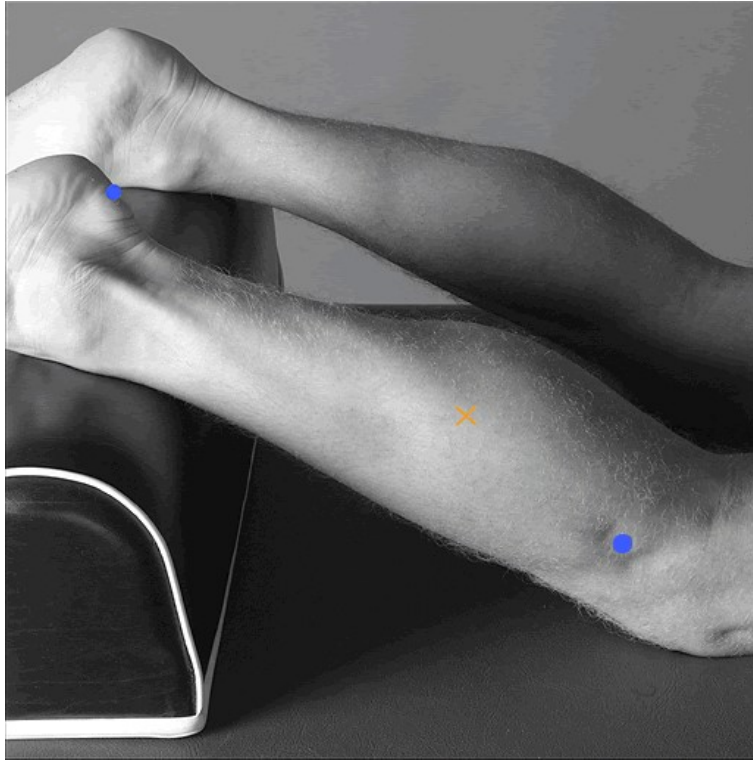
Obrázek 6. Lokalizace bipolárních elektrod u m. vastus lateralis (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



Obrázek 7. Lokalizace bipolárních elektrod u m. biceps femoris (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



Obrázek 8. Lokalizace bipolárních elektrod u m. tibialis anterior (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).



Obrázek 9. Lokalizace bipolárních elektrod u m. gastrocnemius lateralis (Hermens, Merletti & Freriks, 1996).