

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Rytmická stabilizace dle Kabata a její srovnání s technikou  
prováděnou v praxi**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
**Mgr. Jiřina Holubářová**

Vypracovala:  
**Klára Horáková**

Praha 2013

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne:

.....

Klára Horáková

### Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

Touto cestou bych chtěla poděkovat Mgr. Jiřině Holubářové za vedení práce a cenné rady při jejím zpracování. Dále MUDr. Davidu Pánkovi, PhD. za pomoc při realizaci experimentu a významné rady při jeho zpracování.

Klára Horáková

## **Abstrakt**

**Název:** Rytmická stabilizace dle Kabata a její srovnání s technikou prováděnou v klinické praxi

**Cíle:** Hlavním cílem diplomové práce bylo změřit a srovnat stupeň svalové aktivity a míru koaktivace svalů quadratus lumborum sinister, obliquus internus abdominis sinister, rectus abdominis sinister a obliquus externus abdominis dexter, které byly vystaveny různým technikám stabilizace – technice rytmičké stabilizace a technice využívané v praxi – technice postrků.

**Metody:** Jedná experimentální studii, ve které je analyzována a poté vyhodnocena míra koaktivace antagonistů a stupeň svalové síly ve dvou rozdílných situacích – při technice PNF a technice postrků. Jako objektivizační metoda sloužila povrchová elektromyografie. Výzkumný soubor tvořilo 7 probandů.

**Výsledky:** Zjistili jsme, že v labilní poloze vleže na levém boku nedochází ke zvětšené míře aktivity všech požadovaných svalů, tedy svalů zapojených do PNF diagonál. Předpoklad zvýšené míry aktivace při technice rytmičké stabilizace dle Kabata byl potvrzen pouze u m. quadratus lumborum a m. obliquus externus abdominis a to hodnotou statisticky nevýznamnou. Míra aktivity m. rectus abdominis byla zjištěna dominantním a statisticky významným výsledkem při technice postrků, můžeme tedy potvrdit, že se rectus abdominis techniky rytmičké stabilizace neúčastní, naopak, že se spolehlivě zapojí při technice postrků. M. obliquus internus abdominis se více zapojoval při technice postrků, ačkoli jeho dominantní aktivita byla očekávaná při technice PNF.

**Klíčová slova:** elektromyografie, pánev, PNF, povrchová elektromyografie, propioceptivní neuromuskulární facilitace, rytmičká stabilizace, stabilita, stabilizace

## **Abstract**

**Title:** Comparison of rhythmic stabilization according to Kabat with the techniques used in practice.

**Objectives:** The main aim of this thesis was to measure and compare the level of muscle activity and the level of cocontraction of Muscle quadratus lumborum sinister, obliquus internus abdominis sinister, rectus abdominis sinister and dexter obliquus externus abdominis, which were exposed to different stabilization techniques - rhythmic stabilization and technique used in practice - technique „shove“.

**Methods:** This is an experimental study which is analyzed and then assessing the level of cocontraction of antagonists and the degree of muscle strength in two different ways- the technique of PNF and technique pushing. We use a surface electromyography as an objectification method. The sample consisted of 7 probands.

**Results:** It was discovered that left side lying position not enlarged to the level of activity of all muscles required, therefore the muscles involved in PNF diagonals. Prerequisite increased level of activation during rhythmic stabilization technique according to Kabat was confirmed only in m. quadratus lumborum sinister and m. obliquus externus abdominis dexter and the values statistically insignificant. Participation of the rectus abdominis though its dominant and statistically significant results in the technology technique pushing, we can therefore confirm that the rectus abdominis rhythmic stabilization techniques to participate the reliably, on the contrary, that reliably engage the technique above. Musculus obliquus internus abdominis sinister is more involved in technique above, though its dominant activity was expected during PNF technique.

**Keywords:** electromyography, pelvis, PNF, surface electromyography, proprioceptive neuromuscular facilitation, rhythmic stabilization, stability, stabilization

## Obsah

1	Úvod .....	10
2	Teoretická východiska .....	11
2.1	Pánev jako funkční celek .....	11
2.2	Funkční charakteristika vybraných svalů .....	15
2.3	Kineziologie vybraných svalů .....	15
2.4	Vztahy mezi vybranými svaly a stabilizací trupu .....	17
2.5	Stabilizace na posturální úrovni .....	20
2.6	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) .....	21
2.6.1	Teoretické zdůvodnění metody .....	21
2.6.2	Principy PNF .....	22
2.6.3	Facilitační mechanismy .....	23
2.6.4	Techniky .....	24
2.7	Elektromyografie .....	26
2.7.1	Svalová kontrakce z pohledu neurofyzologie .....	26
2.7.2	EMG .....	28
2.7.3	Analýza signálu .....	31
3	Praktická část .....	35
3.1	Cíle diplomové práce a hypotézy .....	35
3.1.1	Cíle práce .....	35
3.1.2	Hypotézy .....	35
4	Metodika výzkumu .....	36
4.1	Charakteristika výzkumu .....	36
4.2	Charakteristika výzkumného souboru .....	36
4.3	Nastavení experimentu .....	36
4.4	Zpracování záznamu .....	38
4.4.1	Stanovení MVC .....	38
4.4.2	Výpočet střední amplitudy .....	39
5	Výsledky .....	40
5.1	Stanovení MVC .....	40
5.2	Porovnání aktivity sledovaných svalů z pohledu probandů .....	42
5.2.1	Proband 1 .....	42

5.2.2	Proband 2.....	45
5.2.3	Proband 3.....	47
5.2.4	Proband 4.....	50
5.2.5	Proband 5.....	52
5.2.6	Proband 6.....	55
5.2.7	Proband 7.....	57
5.2.8	Souhrnné výsledky všech probandů.....	60
6	Diskuze.....	64
7	Závěr.....	69
	Seznam použitých tabulek.....	75
	Seznam příloh.....	78



## Seznam použitých zkratk

$\mu$ V – mikrovolt

AVR - average rectified value (průměr rektifikovaných hodnot)

EMG – elektromyograf

m. – musculus (sval)

mA – miliampér

MVC – maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)

O. E. A. – obliquus externus abdominis

O. I. a – obliquus internus abdominis

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Q. L. – quadratus lumborum

R. A. – rectus abdominis

RMS – root mean square (střední kvadratická hodnota)

SEMG – surface elektromyography (povrchová elektromyografie)

SI – sakroiliakální

tzv. – tak zvaně

# 1 Úvod

Práce hledá přesvědčivé argumenty o významném efektu rytmické stabilizace dle Kabata na stabilitu segmentu a má snahu těmito poznatky přispět ke změně technik stabilizace v klinické praxi. Na pracovištích se totiž, podle našich zkušeností, pod pojmem stabilizace skrývá činnost, která mění stabilní polohu segmentu v labilní a to formou „postrků“.

Úkolem teoretické části bylo shromáždit a shrnout teoretické poznatky pojmu stability a stabilizace a tyto vztáhnout na námi zvolený segment a s ním přímo související svaly. Takovým segmentem je pro nás pánev, která se jako střed těla a funkční součást páteře významně podílí na celkové stabilitě celého těla a naopak její dysfunkce jakékoli povahy se nepříjemně řetězí cestou velkých svalů a vede k poruše funkce organismu na vzdálených úrovních. Pánev se jeví jako ideální také z hlediska dobré přístupnosti zvolených svalů, které musely kromě této navíc plnit i podmínky přímého zapojení v rámci PNF diagonál. Zvolenými svaly jsou m. quadratus lumborum, m. obliquus internus a externus abdominis v zapojené v závislosti na poloze těla při testování. Roli kontrolního svalu pro techniku postrků hrál m. rectus abdominis, jehož aktivitu jsme při technice PNF neočekávali, právě protože se PNF vzorců neúčastní.

Principem praktické části práce je podrobit techniku postrků srovnání s technikou rytmické stabilizace a vyvrátit nebo potvrdit naši představu, že v případě postrků ke stabilizaci nemůže docházet, respektive, že vzájemný vztah mezi antagonisty v průběhu postrků neplní neuromuskulární požadavky stability a při technice postrků tedy svaly nejsou s to tyto požadavky splnit a stabilitu tak nastolit.

Cílem praktické části je ukázat rytmickou stabilizaci dle Kabata z hlediska provedení i efektu na stabilitu jako techniku ideální ve věci splnění podmínek stability segmentu a podrobit ji kritickému zhodnocení.

## 2 Teoretická východiska

### 2.1 Pánev jako funkční celek

Pánev je nosná konstrukce páteře a tvoří funkční jednotku a spojení mezi páteří a končetinami. Vytváří pevný prstenec, podepřený hlavicemi stehenních kostí. Přes tento kruh se přenáší váha trupu na dolní končetiny (Dylevský, 2009).

Působí jako přenašeč impulzů z dolních končetin a tlumič nárazů (Lewitt, 2003), má podobný vztah ke kyčelnímu kloubu jako lopatka k ramennímu (Véle, 1997).

Pánevní pletenec je z funkčního hlediska orgán zajišťující pevnou a stabilní, však mírně pružící bázi, pro flexibilní páteř. Pánevní kosti se vzájemně spojují vepředu poměrně pružnou symfýzou a vzadu jsou skloubeny s kostí křížovou, což vytváří sacroiliakální (sakroilické) skloubení, jež umožňuje nepatrný rozsah pohybu nutačního charakteru (Véle, 1997).

Sacroiliakální skloubení spolu se symfýzou umožňují určitou pohyblivost, za to zaručují dostatečnou pevnost (Lewit, 2003).

Anatomie definuje normální postavení pánve (*positio pelvis normalis*). To je určeno situací, kdy rovina vchodu pánevního svírá s horizontální rovinou 60 stupňů. Klinicky je normální postavení pánve takové, kdy jsou trny kyčelní kosti u stojícího člověka v horizontální poloze (Čihák, 2001; Dylevský et al., 2000).

Dalším parametrem pro klinickou orientaci postavení pánve je sklon kyčle (*inclinatio coxae*). Tento úhel je ohraničen spojnicí mezi *spina iliaca posterior superior* a horním okrajem symfýzy s horizontální rovinou a jeho velikost činí asi 40 stupňů (Véle, 2007).

Při stoji je pánev naklopená dopředu a to v úhlu, jehož velikost se mění podle postoje člověka. Tento sklon měřený při pohybech v kyčelních a křížokyčelních kloubech je ovlivněn změnami tlaku nebo tahu na symfýzu. Sklon pánve závisí také na poloze femuru a mění se při addukci a rotaci dolních končetin. Toto postavení řídí řada faktorů jako například funkce kosterních svalů, které se k pánvi upínají, především svaly břišní a zádové, a postavení páteře včetně křížové kosti, která je současně součástí pánve (Dylevský et al., 2000).

Toto lze považovat za vztah zpětnovazebný. Břišní i zádové svaly jsou zapojeny do svalových řetězců, probíhajících celým tělem. V této situaci může převažovat

aktivita flexorů nebo extenzorů, čímž vznikají flekční nebo extenční patologické řetězce, které pak naruší jejich vzájemnou harmonii (Tichý, 2009).

Pánev plní funkci:

*Transmisního systému (mezičlánek mezi páteří a dolními končetinami)*

*Protektivního a podpůrného systému (kostěná schránka orgánů)*

*Inzerční plochy (tzn. plocha, od které začíná, nebo se na ni upíná řada svalů)*

(Dylevský, 2009).

Statickou polohou pánve, jejím skloněním a vysunutím křížové kosti šikmo dopředu, je dosaženo umístění těžiště těla nad kyčelní klouby. Důležitým faktorem je také náhlá změna zakřivení páteře zalomením v oblasti promontoria. Každá změna pánevního sklonu se projevuje ve změnách lordózy v bederní páteři. Sklon pánve vede k instabilitě a dysfunkci pánevního dna (Dylevský et al., 2009).

Aby bylo zakřivení páteře ve fyziologických mezích, musí být ve shodě s pravidly statiky těla. Tyto jsou určeny polohou thorakolumbálního a lumbálního přechodu a polohou promontoria (Véle, 2006).

Normální pánev by se dala definovat polohou sklonem sacra 35 – 50 stupňů a promotoriem uloženým uprostřed; polohou disku L<sub>4</sub>, jež je ve výši hřebenů kyčelních lopat. Asimilační pánev má sklon křížové kosti 50 – 70 stupňů, polohu promontoria uloženou excentricky dorsálně a destička L<sub>4</sub> je nad spojnicí vrcholů hřebenů lopat kyčelních. U přetěžované pánve je sklon kostí křížové 15 – 35 stupňů s promotoriem uprostřed nebo ventrálně a destičkou uloženou pod spojnicí hřebenů lopat kyčelních (Lewit, 2003).

Z funkčního hlediska pohyb v pánvi reprezentuje především pohyb v sakroiliakálním kloubu a to především charakteru nutace a kontranutace, kdy nutace představuje rotační pohyb kosti křížové kolem ligamentum interosseus nahoru a dopředu, zatímco apex křížové kosti rotuje dozadu. Lopaty kosti kyčelní se vzájemně přibližují a kost rotuje směrem dozadu. Tuberositas ossis ischii se pohybují od sebe. Můžeme také říci, že nutační pohyb je horizontace kosti křížové, nebo také flexe kosti křížové (Kapandji, 2007).

Naproti tomu kontranutace je pohyb opačný, tedy rotace sakrální kosti dozadu a iliacké kosti dopředu, tedy vertikalizace sacra, nebo také jeho extenze (Neumann, 2010).

Při kontranutaci se lopaty os ilium oddalují, za to se přibližují tuberositas ossis ischi (Kapandji, 2007).

Tyto pohyby následně vedou k příznivým změnám (z hlediska stability) na kloubních plochách zmíněného sakroiliakálního kloubu. Nutace vede ke kompresi mezi kloubními plochami a k potenci střížných sil, čímž zvyšuje kloubní stabilitu. Momentové síly, které k nutaci vedou, jsou gravitace, napětí vazů a síla svalů (Neumann, 2010).

Sestupné síly gravitace, podmiňované vahou těla, procházející skrz bederní obratle k myšlené spojnici mezi středy SI kloubů a vzestupná síla reprezentovaná tlakem hlavice femuru do acetabula podmiňují, společně s pákou, nutační pohyb v sakroiliakálním kloubu., přičemž anteriorní pohyb křížové kosti zajišťuje váhová složka a posteriorní pohyb zase tlak femuru do acetabula. Tato nutace zablokuje kloub tak, že nedovoluje dalšímu tření a pomáhá k vzájemnému tvarování kloubních plošek. Tento mechanismus můžeme považovat za první a nejdůležitější tendenci k stabilizaci SI skloubení a pánve. Ovšem je také pravdou, že je adekvátní pouze pro malé, až statické pohyby mezi pánví a páteří jakými jsou sezení a stání. Pro větší dynamické pohyby se podílí svalově – vazivová složka. (Neumann, 2010).

Z vazivových složek se významně podílí ligamentum sacrotuberale a ligamentum sacroiliacale. Vlákná ligamenta sacroiliacale se při nutaci povolují, při kontranutaci zase napínají (Vleeming et al., 1996). Jejich klidové napětí, nikoli laxnost, anebo hypertonus, vyvolávají kompresi kloubních ploch a tedy, jejich stabilitu (Neumann, 2012).

Spolu s ligamenty tuto funkci plní i některé svaly dolního trupu a dolních končetin a jejich aktivita je nutná k udržení stability při rychlejších pohybech, zvedání břemen. Stabilizační funkce takovýchto svalů je závislá na jejich úponu v thorakolumbální fascii nebo na sacrotuberálním a sacroiliakálním vazu a tuto funkci jsou s to splnit pouze na základě splnění podmínek jistých předpokladů. Těmi považujeme (1) generalizovanou aktivitu působící kompresní síly na kloubní plošky, (2) zvětšování rozsahu nutačního pohybu a tím následnou potenci tzv. zablokování kloubu nebo (3) zvětšení tahu pojivové tkáně, která posílí kloub. Takovými svaly jsou: erector spinae, lumbar multifidi, břišní svaly (přímý i oba šikmé, spolu s transversus

abdominis), extenzory kyčle, zejm. gluteus maximus, latissimus dorsi, iliacus a piriformis (Neumann, 2010).

Příkladem takové svalové interakce je následující situace. Zvětšené napětí nebo jen aktuální kontrakce m. erector spinae rotují kost křížovou dopředu, jejich funkční antagonista rectus abdominis a také m. biceps femoris nastolí rotaci os ilium dorsálně – tedy pohyby nutné k nutaci pánve. Biceps femoris navíc, prostřednictvím svého úponu, zvýší napětí tenzi ligamenta sacrotuberale. Dalšími faktory podílející se na lokální stabilita sacroiliakálního skloubení je kontrakce svalů latissimus dorsi, internal oblique, a transversus abdominis, které toto zapřičiňují svými úpony na thorakolumbální fascii. Zejména ty svaly, které jsou uloženy horizontálněji – internal oblique a zejména m. transversus abdominis, stabilitu SI skloubení zlepšují zvýšením komprese os ilium směrem ke kosti křížové. Nedostatečná klubní stabilita sacroiliakálního skloubení vede k jeho laxnosti, až hypermobilitě, která vede k bolestivým stavům, ale zejména k nedostatečné stabilizační funkci pánve, která tvoří s páteří funkční celek (Neumann, 2010).

Kapandji popsal také omezení nutačního a kontranutačního pohybu (nutation brakes). Nutaci omezují ligamenta sacrospinale a sacrotuberale a antero – posteriorní a antero – inferiorní uzel sakroiliakálního ligamenta, kontranutaci omezuje napětí ligamenta sacroiliacale (Kapandji, 2007).

Další složkou pohybu v oblasti pánve představuje symfýza, která je tvořena hyalinní chrupavkou, která pokrývá oba anteriorní konce pubických kostí eliptického tvaru. Mezi kloubními plochami je vložen tenký disk, který je ze všech stran pokryt a chráněn relativně silnými ligamenty. Tímto spojením vzniká silný, pevný kloub s malým rozsahem pohybu. Můžeme říct, že symfýza pánev stabilizuje a, spolu s SI klouby, absorbuje zátěž procházející pánví, ať už z dolní, nebo horní poloviny těla. Za normálních okolností je stabilita sakroilického skloubení výsledkem ligamentózní podpory pubické symfýzy a interoseálními vazy uloženými dorsálně za SI skloubením, ale stupeň stability symfýzy stoupá, pokud je tato vazivová podpora labilnější. Jakákoli porucha stability symfýzy vede k abnormálnímu přenosu sil na sakroilické skloubení. Obě skloubení jsou u mužů a mladých žen relativně pevné, ovšem tato situace se u žen mění velmi záhy a to s hormonálními změnami, které s sebou přináší menstruace a těhotenství (Watkins, 1999).

## 2.2 Funkční charakteristika vybraných svalů

V této kapitole se zabývám charakteristikou svalů, zapojených na elektromyografu v rámci experimentu, jimiž jsou m. obliqui, rectus abdominis a quadratus lumborum.

První tři zmiňované svaly tvoří anterolaterální stěnu trupu. V jejich výčtu chybí, pro stabilitu důležitý sval, m. transversus abdominis. Všechny dohromady plní několik fyziologických funkcí, mezi které patří i zvyšování intrathorakálního a intraabdominálního tlaku, jejich správná funkce je nezbytná pro vypuzení vzduchu z plic, tedy správnou expiraci (Watkins, 1999).

## 2.3 Kineziologie vybraných svalů

Véle (2006) popsal jakousi synergickou svalovou aktivitu břišních svalů a bránice, jejichž společnou činností „vzniká dynamicky vyvážený koaktivační pohybový režim stabilizující pohyblivé spojení páteře s pánví“ (Véle, 2006).

V průběhu nádechu dochází ke stlačení vnitřních orgánů dolů, dopředu do stran i dozadu. Aby nedocházelo k přílišnému vyklenutí břišní stěny vpřed a nevýhodné flekční poloze páteři, dochází právě k izometrické kontrakci břišních svalů (zejm. m. transversus abdominis). Pokud se do této souhry zapojí i erector trunci, stlačuje se trup zepředu i zezadu a podporuje jeho napřímení (Véle, 2006).

**M. rectus abdominis** je povrchový sval uložený na přední části břišní stěny. Spojuje sternum se symfýzou a při své kontrakci tento prostor zmenšuje (Véle, 2006).

V závislosti na tom, která z přibližovaných segmentů je více stabilní, dojde buď k ohnutí hrudní a horní části bederní páteře, anebo k přiblížení pánve (Neumann, 2010). Tímto přiblížením působí retroflexi pánve a tím zmenšuje bederní lordózu (Véle, 2006). Pokud je pánev fixovaná, působí anteflexi tahem za hrudník (Kapandji, 2004).

Na rozdíl od zbývajících břišních svalů je jeho vliv na modulaci břišního lisu minimální (Richardson et al., 2004).

Při unilaterální flexi dochází k flexi trupu s rotací. Při této akci jsou šikmé břišní svaly zvláště úspěšné vzhledem k jejich příznivé páce a relativně velké ploše průřezu – tato je na úrovni čtvrtého a pátého bederního obratle až dvakrát větší než plocha přímého břišního svalu. Koaktivace všech takových svalů pomáhá stabilizovat trup v sagitální rovině (Neumann, 2010).

***M. obliquus externus abdominis*** je nejpoверхovější sval laterální břišní stěny. Je funkčním synergistou m. rectus abdominis. Je tzn. kontralaterální rotátor. Na rozdíl od ostatních břišních svalů se neupíná k thorakolumbální fascii, ale k crista iliaca (Kapandji, 2004; Richardson et al., 2004).

***M. obliquus internus abdominis*** tvoří střední vrstvu laterální části břišní stěny. Podílí se na modulaci nitrobřišního tlaku, a tudíž i na stabilizaci osového organu. Při pohybu trupu se účastní flexe a ipsilaterální rotace (Kapandji, 2004; Richardson et al., 2004).

Protože vlákna vnějšího šikmého svalu plynule přecházejí do vláken vnitřního šikmého svalu, stahují při kontrakci břicho v pase. Společně působí rotaci vůči páteři a to ve spolupráci s paravertbrálními svaly. Jejich dostatečné klidové napětí a trénovanost může napomáhat při výdechu proti odporu, kterým můžou působit preventivně proti protruzi disku díky odlehčení axiálního tlaku na intervertebrální ploténky a to mechanismem posílení transverzospinálního systému (Véle, 2006).

***Musculus quadratus lumborum*** lze z anatomického hlediska považovat za sval tvořící zadní část břišní stěny. Je to poměrně silný sval, který se rozprostírá od posledního žebra k lopatě kosti kyčelní a iliolumbálnímu vazu, kde se upíná. Při unilaterální flexi vytváří laterální flexi bederní části páteře a minimálně se zapojuje do rotace trupu. Na straně své kontrakce vykonává elevaci pánve, v klinické praxi je právě pro tuto svou jednostrannou funkci významný pro pacienty s amputací, neboť pomáhá zvedat končetinu ze země během zhoupnutí (Neumann, 2010).

Bilaterální akce je zásadní pro extenzi bederní části páteře a díky jeho pozici silného třmene kolem bederních obratlů se jeho oboustranná akce významně podílí na vertikální stabilizaci bederní části páteře a lumbosakrálního přechodu. Tuto akci plní společně s m. psoas major (Neumann, 2010).

Jeho další stabilizační funkce spočívá ve fixaci kostální části bránice, neboť kaudalizuje dvanácté žebro a tím přispívá k fixaci dolní části trupu. Také, prostřednictvím bederní páteře, nastavuje přesný stupeň relaxace bránice, jež je nezbytný pro přesné řízení stupně expirace, nutné k řeči a například zpěvu (Richardson et al., 2004; Dylevský et al., 2009).



## 2.4 Vztahy mezi vybranými svaly a stabilizací trupu

Stabilitu páteře a celého axiálního systému můžeme rozdělit na stabilitu statickou a dynamickou. Statická stabilita zajišťuje a udržuje klidovou konfiguraci páteře a je zajištěna třemi funkčními pilíři, jimiž jsou obratlová těla (zepředu) a obratlové transverzální výběžky, intervertebrální pouzdra a vazy okolních obratlů po stranách. Z funkčního hlediska považujeme statický systém stabilizace za mechanismus sloužící k přenosu sil a plnicí protektivní funkci pro nervové struktury, které v podstatě obklopuje (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Stabilizaci axiálního systému, včetně trupu zajišťuje správná svalová síla. Ačkoli vazivový aparát hraje ve věci stabilizaci velkou roli, není tak zásadní jako svalové synergie, rozsah a timing jejich sil. Stabilizační funkce těla je podrobována vnějšími silami, které ji narušují. Zdravý jedinec těmto silám umí čelit a udrží polohu a pozici segmentu i navzdory nepříznivé situaci, jakou může být třeba prudké zastavení v autobuse. Snaha o udržení rovnováhy i v téhle, pro tělo, stresové situaci bývá doprovázena balančním pohybem horních i dolních končetin. Ideálně však probíhá na úrovni intersegmentální, v oblasti intervertebrálního spojení (Neumann, 2010).

Véle et al. (2001) rozděluje proces stabilizace páteře na vnitřní intersegmentální a vnější sektorovou a celkovou stabilizaci (Véle et al., 2001).

První zmiňovaná, intersegmentální, vnitřní stabilizace je reprezentována relativně krátkými svaly ze systému transverzospinálním a intersegmentálním systémem. Tento systém je základnou celkové stability a klade důraz na to, aby byla pružná a sektorově proměnlivá a to za účelem aktuálního řízení pohybu. Dle aktuální potřeby umí nastolit ideální situaci pro řízený pohyb, jehož bázi tvoří. To vše v rozsahu jednoho nebo několika segmentů, vždy podle aktuální potřeby, za respektování podmínky, že v případě, že jistý úsek svou polohu stabilizuje, jiným nebrání svou polohu účelově měnit (Neumann, 2010; Véle, 2001).

Na intersegmentální vnitřní systém navazuje systém vnější (Véle et al., 2001). Mezi svaly vnějšího systému patří m. rectus abdominis, obliquus externus et internus, transversus abdominis, erector spinae, quadratus lumborum, psoas major a svaly kyčle spojující lumbální část páteře s pánví a dolní končetinou. Tyto vytváří dlouhou pevnou linii mezi lebkou a dolními končetinami. Správné klidové napětí břišních svalů pomáhá stabilizovat pánev proti vlivu z extenzoru páteře jako erector spinae nebo gluteus

maximus. Pokud dojde ke stavu správné stabilizace, pak síly, procházející napříč trupem jsou účinně tlumeny a vstřebávány sakroilickým skloubením (Neumann, 2010).

Jiný náhled na pojem stabilita nabízí například Bergman (1989). Ten také rozlišoval dvě složky stability, a to tzv. lokální a globální svalový systém. Globální systém zajišťuje jakousi sektorovou stabilitu. Jejím principem byl přenos sil na končetiny (Bergman, 1989).

Globální stabilizátory zajišťují tzv. „viditelnou stabilitu“. Více se podílí na dynamických rychlých pohybech, které jsou ale zároveň přesné (Suchomel, 2006).

Svaly, které jsou do globálního systému zařazené ty, které ji zajišťují, spolu navzájem komunikují prostřednictvím thorakolumbální fascie, která, jak bylo výše naznačeno, se účastní stabilizace bederní části páteře a SI skloubení. Proto do systému globálních stabilizátorů můžeme zařazovat i vzdálené svaly, které se do thorakolumbální fascie také upínají, jako např. gluteus maximus nebo m. latissimus dorsi. Zásadní vliv na požadovanou stabilizaci mají výše uváděné svaly při vzájemné koaktivaci (ko-kontrakci). Tato je popisována jako funkční svalové smyčky a řetězce (Pool – Goudzwaard et al., 1998).

Svalová smyčka je charakterizovaná jako skupina dvou svalů, které se upínají na dvě od sebe vzálená pevná místa (puncta fixa). Mezi tímto spojením je vložen pohyblivý segment – punctum mobile, jehož polohu dynamicky fixuje a vyvažuje právě napětí a tah obou svalů. Vzájemnou fyzikální nebo funkční vazbou několika svalů nebo celých smyček, jež jsou mezi sebou fixovány fasciálním nebo šlachově – vazivovým aparátem, nazýváme svalovým řetězcem. Činnost řetězce je programově řízena z CNS. Zapojení řetězce do funkce osového orgánu zajišťuje dvě protichůdné činnosti, a to jeho (1) stabilizaci a (2) pohyb. Stabilizační složka pohybu jak předchází, tak jej doprovází; stává se jakýmsi jeho stínem. Z neurofyziologického pohledu slouží stabilizace jako negativní zpětná vazba, která přispívá ke koordinaci a jistotě pohybu (Véle, 2006).

Lokální systém reprezentuje musculus transversus abdominis se synchronní (ale antagonistickou) činností bránice a pánevního dna (Bergman, 1989).

Richardson, Jull, Hodges a Hides (1999) do tohoto systému právem řadí i m. multifidus (Richardson, Jull, Hodges a Hides, 1999).

Lokálním systémem jsou představovány svaly, které přímo souvisí se segmentální stabilitou a při jejich kontrakci dochází k jen malé změně délky (Gibbons, Comerford, 2001).

Mají totiž velmi krátká vlákna a ty jsou odpovědny za nastavení jednoho segmentu vůči druhému. Bez jejich správné funkce by nebyl možný proces centrace. K vysvětlení může sloužit i fakt, že obsahují velké množství svalových vřetének, které obsahují velké množství proprioceptorů nezbytných pro správnou aferentaci. Že se sval účastní segmentální stabilizace a je tedy zástupcem lokálního systému, můžeme ozřejmit na jeho intersegmentálním průběhu (Suchomel, 2006).

Pojem centrace kloubu je v souvislosti se stabilizací skloňován ve všech pádech. Pokud uvažujeme nad posturálním aspektem, nikoli strukturálním, je centrace, takové postavení kloubu, které zajišťuje optimální statické zatížení, ale neodpovídá pouze statické pozici segmentů, nýbrž odpovídá takové činnosti svalově – vazivového aparátu, která vyústí v tzv. centrované postavení. Proto v tomto kontextu mluvíme o dynamické stabilizaci segmentu, která v sobě zobrazuje aktivní proces v průběhu pohybu, i během určité pozice, která pak vede k funkčnímu stavu, který můžeme nazvat stabilitou (Kolář, 2001).

Nezmínit v této kapitole jméno Panjabi by bylo až trestuhodné. Ve snaze tento pojem stabilizace jaksi sjednotit, vytvořil Panjabi (1992b) teorii systému složeného ze tří podsystému. Pokud tyto systémy pracují ve vzájemné spolupráci, dosáhnou dostatečné stability páteře, vystavené statickým, dynamickým vlivům, i vlivům vystaveným nárokům vzhledem k zaujaté posturální poloze. Jedná se o systém (1) *aktivní*, který reprezentují svaly s přímým vlivem na páteř; (2) *pasivní*, které tvoří obratle a intervertebrální disky a (3) *neutrální*, jehož prostředkem k přispění procesu stabilizace je aference z receptorů, které mají pak následný řídicí vliv na aktivní složku. Při dysfunkci jednoho ze tří podsystémů může na úrovni páteře dojít k nepříznivým změnám. Tyto mohou být od méně závažných, jakým je reflexní změna ve svalu, která, pokud je podrobena autoreparačním mechanismům organismu, sama zmizí a funkce konkrétního svalu se znormalizuje (Panjabi, 1992b).

Horší situace nastává, pokud, vlivem nocicepce, dochází k funkční změně na úrovni lokálního svalového systému, který se vyřadí z procesu stabilizace a tato funkce se dostává pod vliv globálních svalů. Zde také dochází k normalizaci, ale pouze následkem adaptačního procesu a poruchou stability na segmentální úrovni. Toto nazýváme kompenzačním mechanismem (Panjabi, 2003).

Kompenzační mechanismus má ovšem omezený rezervoár procesů, které ovlivňují kvalitu pohybového chování člověka. Pokud konkrétní organismus tento

rezervoár vyprázdní, vznikají bolestivé syndromy, např. bederní části páteře (Panjabi, 1992a).

## **2.5 Stabilizace na posturální úrovni**

Cílem ani předmětem zkoumání této práce není a nebyla posturální stabilita. Protože ji ale nelze oddělit od stability segmentální, neboť jedna druhou přímo ovlivňuje, je v práci tato kapitola zařazena, však velmi stručně.

Postura je definována jako vzpřímené držení těla, ne však jeho synonymum. Je to proces vzpřímení těla, aktivní držení segmentů, proti působení zevních sil, ze kterých, za běžných okolností, má největší význam síla tíhová. Postura je nezbytná pro správné nebo taky ideální provedení pohybu a je součástí jakékoliv polohy, ale především se účastní každého pohybu. Jak už bylo zmíněno, posturální složka doprovází pohyb jako její stín (Kolář, 2001; Věle 2006).

Posturální funkce se dají definovat jako posturální stabilita, stabilizace a reaktibilita (Kolář, 2001).

Posturální stabilitu (1) Vařeka (2002) definuje jako snahu o udržení vzpřímeného držení těla, pomocí reakce na aktuální změny vnitřních a zevních sil tak, aby nedocházelo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002).

Zaujímání polohy tedy není statický stav, ale proces, který se snaží překonat labilní povahu pohybové soustavy. Jde tedy o kontinuální zaujímání polohy. Tento proces podporují biomechanické a neurofyziologické vlastnosti organismu. Základní biomechanický parametr posturální stability je velikost opěrné plochy a schopnost promítat těžiště těla do opěrné báze (nikoli plochy). Pokud se promítá do opěrné plochy, je základní požadavek posturální stability porušen a v takovém případě dochází k neekonomickému zatížení svalově – vazivového aparátu. K udržení rovnováhy je pak zapotřebí velká svalová síla a tento stav vyústí v hypertonii příslušného svalstva následně v bolestivý stav a posléze k strukturální poruše (Kolář, 2001).

Posturální stabilizace (2) je aktivní – tedy svalové – držení těla proti působení vnějších sil. Tato svalová aktivita zpevňuje i segmenty těla proti působení vnějších sil. Při statické poloze je toto zpevnění segmentů zajištěno koaktivací svalových antagonistů. Zpevnění segmentů umožňuje vzpřímené držení a lokomoci těla jako celku (Kolář, 2001).

V pohybu, nebo spíše v reakci na něj se významně uplatňuje posturální reaktibilita (3), která se podílí zejména na jakémsi vyrovnáním se s kontrakčními silami, které převádí na momenty síly v pákovém segmentovém systému lidského organismu a vyvolává tím reakční svalovou sílu v celém organismu. Tato reakční svalová síla je považována za posturální reaktibilitu. Její účel spočívá v nastavení správného a adekvátně stabilního punctum fixum pro konkrétní pohyb, aby vůči němu mohlo punctum mobile vykonávat kvalitní pohyb. Tento stav nenastoluje pouze koordinace svalové práce funkčních antagonistů, ale vždy i dalších svalových skupin, jakými jsou svaly ze skupiny stabilizačních nebo neutralizačních svalů. Takovýto cílený pohyb není ovšem možné provést bez tzv. úponové stabilizace svalu. Každý pohyb v libovolném segmentu musí fixovat místo jeho úponových stabilizátorů a jejich antagonistů. Pro naprostou většinu pohybů jsou to svaly zádové, jejichž antagonisty nejsou jen svaly břišní, ale zejména nitrobřišní tlak, regulovaný jejich činností. Při nastolení takto popsaného stavu dochází k modulaci pevného bodu v oblasti bederní části páteře a pánve. Ideální situace, ke které ovšem nedochází pouze v oblasti dolní části trupu. Takto zaktivovaný sval generuje a řetězí tuto aktivitu v dalších kloubních segmentech. Experimentálně bylo opakovaně zjištěno, že výše popsaný svalový vztah – synchronní aktivace bránice, břišních svalů, svalů pánevního dna a zádových svalů – předchází pohybu dolních i horních končetin (Kolář, 2001)

## **2.6 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)**

### **2.6.1 Teoretické zdůvodnění metody**

Metoda založená na ovlivňování prahu dráždivosti motorických neuronů předních rohů míšních prostřednictvím působení na aferentní impulsy přicházejících ze svalových, šlachových a kloubních receptorů. Tato stimulace má za následek urychlení a facilitaci odpovědi neuromuskulárního systému. Takovéto stimulace dosahujeme pomocí tzv. facilitací mechanismů, jakými jsou například různé hmaty a pasivní či aktivní pohyby, jakož i pohyby či statickou práce proti vhodně zvolenému odporu (Holubářová, Pavlů, 2007; Kolář 2001)

Stimulace motorických neuronů napomáhají i eferentní impulsy z vyšších mozkových center, které reagují na impulsy, které přicházejí ze zrakových, taktilních a sluchových exteroceptorů. Technika využívá iradiace aktivity silnějších svalových

skupin a snaží se o aktivaci maximálního počtu motorických jednotek. Sval je při pohybu posílen synergisty. (Pavlů, 2002; Kolář, 2001).

Zásadou a základním principem je snaha o mobilizaci nevyužitých rezerv nervového systému v oblasti motorických funkcí. Toto je jakási filozofie metodiky, která říká, že každý organismus, i ten znevýhodněný, má skrytý motorický potenciál. V duchu této filozofie vyvinuli autoři i zásady metodiky. Tyto spočívají v motorickém učení a funkčním udržení nově získaných zkušeností. Využívá k tomu progresi motorického učení, které umožňuje vytvářet nové strategie efektivního funkčního pohybu (Adler, 2008; Pavlů, 2002; Kolář, 2001).

Protože technika vychází z představy, že mozek řídí motoriku v pohybech a ne v činnosti jednotlivých svalů, jsou základním stavebním kamenem PNF pohybové vzorce. Tyto jsou vedeny diagonálním směrem se současnou rotací. Diagonální a spirální pohyby vycházejí z aktivit denního života (Pavlů, 2002; Kolář, 2001).

V průběhu diagonálního pohybu provedeném v plném rozsahu dochází buď k maximálnímu zkrácení svalových komponent, výsledný vzorec nazýváme agonistický, anebo k maximálnímu protažení svalových skupin, označovaný jako antagonistický vzorec. Podmínkou pro správné provedení techniky je přesně dodržovaný časový sled svalové aktivace (timing). Každý vzorec musí začínat rotací, která probíhá od distálních částí k proximálním (Knott, Voss 1958; Voss, 1985).

### **2.6.2 Principy PNF**

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace je léčebný proces pracující s představou, že každý, jakkoli postižený, organismus má nevyužitý potenciál. Jako takový dbá principů, které jsou pro PNF zásadní (Adler, 2008).

Jako integrovaný přístup se při léčbě soustředí na celé tělo, nejen na jeho subjektivně problematický segment. Předpoklad nevyužitého potenciálu vede terapeuta k tendenci zaměřit se na mobilizaci pacientových rezerv, která je vždy cestou posílení pacientových možností, ať na fyzické nebo psychologické úrovni a to s cílem dosáhnout nejlepší možné individuální funkce. K dosažení hlavního cíle pomáhají principy tréninku motorické kontroly a motorického učení (Adler, 2008, Valdal 2009).

Metodika PNF je založena na základě Sherringtonova principu následné indukce, kterou definoval Sherrington v roce 1961 (Adler, 2008)

**Sherringtonův princip následné indukce** říká, že dráždivost antagonistů bývá zvýšena okamžitě po kontrakci agonistů. Tyto definované fyziologické principy je nutné

brát v úvahu při provádění facilitací technik charakteru zvratu agonistů (Richter & Hebgen, 2009).

### 2.6.3 Facilitační mechanismy

Jak bylo zmíněno výše, k facilitaci se využívá proprioceptivní i exteroceptivní stimulace. Podpora tohoto stavu je ve velké míře podmíněna tzv. facilitačními mechanismy (Holubářová, Pavlů, 2007).

Svalové protažení (1) může inhibovat antagonisty a jeho provedení na začátku pohybu iniciuje a podporuje svalovou kontrakci agonisty cestou monosynaptického a napínacího reflexu. K inhibici antagonisty tedy dochází recipročně. Účinek protažení je závislý na rychlosti protažení. Nejvíce facilitací se prokázalo protažením rotačních svalových skupin (Adler, 2001). Kabat byl přesvědčen, že protažení svalu je prvek, který uvede do kontrakce i velmi slabé svaly (Pavlů, 2003).

Přizpůsobený manuální odpor (2), který je kladen v průběhu celého pohybu nebo jen některým z jeho složek má významný vliv na svalovou kontrakci a motorickou kontrolu. Uvádí se také, že zlepšuje výkon i vytrvalost. Maximální zevní odpor kladen vůči pohybu, působí nejen na daný sval, ale i na svaly okolní mechanismem snížení prahu dráždivosti (Adler, 2008; Holubářová, Pavlů, 2007).

Maximální zevní odpor je kladen zejména při izometrické kontrakci a je to největší možný odpor, který může být kladen proti pohybu, aniž by došlo k porušení držení (Voss et al., 1985).

Toho se účinně využívá při snaze nastolit antagonistickou svalovou kontrakci, podmíněnou snahou udržet polohu segmentu ve snaze stabilizovat segment. Publikace zdůrazňují vliv neovlivnitelných faktorů, jakými jsou zručnost terapeuta a jeho schopnost vnímat možnosti pacienta a přizpůsobit se jim. Dalšími faktory jsou například nastavení vztahů mezi segmenty končetiny, směrové komponenty odporu a také efekt gravitace. Ovšem náležitě aplikovaný odpor vede k posílení a iradiaci, čili šíření odpovědi na stimulaci, ta může být charakteru facilitačního nebo inhibičního v synergických svalových skupinách pohybového vzorce (Adler, 2008; Holubářová, Pavlů, 2007).

Stoupenci metodiky tvrdí, že právě tento fenomén může vést k izometrické kontrakci svalů kontralaterální končetiny.

Stimulace kloubních receptorů (Golgiho tělíska) pomocí trakce a komprese (3). Trakce napomáhá k facilitaci pohybu a flexorových skupin, usnadňuje svalovou práci a celkově pohyb zjednodušuje, naproti tomu komprese (aproximace) se využívá k nastolení lepší stability, k facilitaci posturálních svalů a extenzorových svalových skupin (Holubářová, Pavlů, 2007).

Pohyb musí být veden vhodnými verbálními povely (4), tedy tzv. sluchovou stimulací. Ta musí být vhodně zkoordinována s manuálním kontaktem, aby techniky plnily svoji funkci (Adler, 2008).

#### **2.6.4 Techniky**

Společným cílem technik využívaných v PNF je mobilizace funkčního pohybu a nastolení nejlepší možné funkce a to pomocí facilitace, inhibice, posílení nebo relaxace svalových skupin. Terapeut znalý podstaty PNF umí techniky užívat koncentricky, excentricky či staticky a vzájemně je kombinovat, doplňovat vhodným stupněm odporu a zvolenými facilitačními mechanizmy tak, aby byly individuálně co nejvíce prospěšné, aby plnily cíle metodiky i individuální terapeutické záměry (Adler, 2008)

Tyto techniky mají široké využití v motorickém tréninku – podporují iniciaci pohybu a jeho koordinaci; mají vliv na zvýšení stability segmentu a tím jeho odolnosti; dají se využívat k zvýšení rychlosti i rozsahu pohybu; užívají se k relaxaci, posílení a snížení bolestivosti (Adler, 2008).

V metodice PNF je popisováno sedm druhů posilovacích a čtyři relaxační techniky.

Posilovací techniky jsou obecně rozděleny do dvou velkých skupin, a to (1) techniky sledu s důrazem a techniky (2) zvratu fáze pohybu. Mezi techniky sledu s důrazem řadíme techniku (a) Opakovaných kontrakcí, (b) Sled s důrazem, (c) techniku Výdrž – relaxace – aktivní pohyb a (d) techniku Rytmičké startování pohybu, tzv. „Pumping effect“. (Adler, 2008; Holubářová, Pavlů, 2007)

Koordinované reciproční kontrakce antagonistické svalové skupiny jsou základní složkou mnoha motorických úkolů. Podle M. Knott a D. E. Voss dochází ke stimulaci agonisty prostřednictvím bránění kontrakci antagonisty, a to jak kontrakci izotonické, tak izometrické. Tato stimulace agonistické svalové skupiny recipročním odporem kontrakce antagonistické svalové skupiny, se v PNF nazývá technikami Zvratu fáze pohybu podle Knott a Voss (Bohannon, Gibson & Larkin, 1986).



Tato třída technik je obecně charakteristická střídáním kontrakce agonistů a antagonistů bez pauzy nebo relaxace (Adler, 2008).

Techniky zvratu fáze pohybu representují techniky (a) Pomalý zvrát, (b) Pomalý zvrát – výdrž, (c) Rychlý zvrát a (d) rytmická stabilizace, kterou lze využít i jako techniku relaxační. Společným cílem a indikací posilovacích technik je kromě zvýšení síly také zlepšení schopnosti iniciace pohybu, zlepšení stability segmentu, snížení svalové unavitelnosti, zvyšování rozsahu pohybu a zlepšení svalové koordinace. Indikační skupinou jsou pacienti s nedostatečnou funkcí výše zmíněného.

Mezi relaxační techniky patří (a) Kontrakce – relaxace; technika (b) Výdrž – relaxace a technika (c) Výdrž – relaxace – aktivní pohyb i (d) technika Rytmičké stabilizace. Indikační skupinou relaxačních stavů tvoří bolestivé stavy, redukce svalového hypertonu a to ať lokálního, tak generalizovaného nebo omezená pohyblivost v kloubu (Adler, 2008; Holubářová, Pavlů, 2007; Vos set al. 1985).

Protože se v práci zabýváme výlučně technikou rytmické stabilizace, budu ji dále stručně charakterizovat.

Rytmická stabilizace je současná statická práce oslabených agonistů se statickou prací silnějších antagonistů za účelem stabilizace kloubního postavení (Pavlů, 2003), zvýšení aktivního i pasivního rozsahu pohybu a snížení lokální bolestivosti (Adler, 2000).

Rytmická stabilizace, jak bylo uvedeno výše, se využívá jako technika relaxační i posilovací. Jako (1) posilovací technika spočívá v izotonické kontrakci agonistického vzorce proti maximálnímu odporu do místa oslabení, kde na něj navazuje kontrakce izometrická agonistického i antagonistického vzorce proti vhodně zvolenému odporu, jejímž výsledkem je kokontrakce agonisticko - antagonistické svalové skupiny. Stabilizace je ukončena odporem izometrické kontrakci agonistického vzorce a pokračuje jako izotonická kontrakce proti odporu tohoto vzorce (Holubářová, Pavlů, 2007).

Jako relaxační technika (2) je rytmická stabilizace charakterizovaná izotonickou kontrakcí bez odporu agonistického vzorce do místa omezení, kde na ni navazuje izometrická kontrakce antagonistického a agonistického vzorce a segment setrvává ve výdrži. Terapeut nesmí dovolit žádný, byť minimální, pohyb. Poslední odpor je kladen izometrické kontrakci antagonistického vzorce, poté následuje volní relaxace a izotonická kontrakce agonistického vzorce proti odporu (Holubářová, Pavlů, 2007).

Cílem techniky je relaxace zkrácených svalů nebo svalů v hypertonu, koordinace a zvýšení stability, hlavními indikovanými stavy jsou tedy nedostatečná kloubní stabilizace, poruchy svalové koordinace a deficit svalové síly (Pavlů, 2003).

V rámci experimentu jsou snímanými takové svaly, které se účastní pánevních PNF vzorců. V poloze, ve které se testování uskutečňuje, se klade odpor i tendenci k extenzi a rotaci hlavy, ovšem svaly hlavy a krku nejsou do experimentu zahrnuty. V další teoretické části se tedy zabývám pánevními vzory dle PNF, kterým se při provádění rytmické stabilizace kladl odpor.

Pánevní vzory PNF vycházejí z její reálné funkce. Sakrální kost je prodloužením páteře a proto vzorce pánve nepracují v souladu se vzorci dolní končetiny, nýbrž plní podobnou funkci jako páteř, jakožto její funkční součást (Adler, 2008).

V průběhu pohybového vzorce pro pánev se jedná o malý pohyb zajištěný sakroiliakálním skloubením. Jejich význam se zrcadlí nejen v bederní páteři, ale i v dolních končetinách, které jsou součástí pánevního pletence. Pohyb v průběhu vzorce je podporován pohybem pánevních kostí. Sacrum v tomto případě plní funkční roli (Adler, 2008).

Pohyby v pánvi a její stabilita jsou významné pro správnou funkci trupu a dolních končetin. Využití vzorců pro pánev má širokou indikační skupinu. Užívají se pro zlepšení stability a zvýšení pohyblivosti pánve, trupu i dolních končetin. Také, nepřímo vlivem iradiace a řetězení, můžeme léčit potíže horní části trupu a krku (Adler, 2008).

## **2.7 Elektromyografie**

### **2.7.1 Svalová kontrakce z pohledu neurofyziologie**

Motorická jednotka, tvořená různým počtem svalových vláken, které však přísluší jednomu alfa motoneuronu, je funkční jednotka svalové činnosti, složená z motoneuronu v předním rohu míšním, terminálního intramuskulárního axonálního větvení, nervosvalové ploténky a svalového vlákna (Dylevský, 1994; Vele 1997).

Motorická jednotka je svými dendrity v přímém kontaktu s interneuronální sítí a dostává tak přímo informace z nervových drah, kterými přicházejí informace jak z periferie, tak z centra. Takto získané informace se na úrovni motoneuronu zorganizují

a končí buď na facilitacích, anebo inhibičních synapsích tohoto motoneuronu. Pokud se překročí práh dráždivosti, vzniká vzruch, který se šíří axonem k příslušné skupině svalových vláken, pokud se práh dráždivosti nepřekročí, impuls ke kontrakci nevzniká. Motorická jednotka tak pracuje podle zákona „vše nebo nic“ (Véle, 1997).

Platí, že malé svaly, na které je kladen nárok rychlé a přesně koordinované reakce obsahují menší motorické jednotky, naopak svaly velké, které nepotřebují precizní ovládání, mají motorické jednotky řídící několik stovek motorických vláken (Kittnar a kol., 2011).

V průběhu svalové kontrakce dochází k časoprostorové aktivaci motorických jednotek (Pánek, Pavlů & Čemusová, 2009).

Aktivita jedné svalové jednotky vede ke vzniku akčního potenciálu (AP). Ke stahům jednotlivých svalových vláken dochází asynchronně, což je zdrojem plynulosti svalové kontrakce. Počet aktivovaných motorických jednotek udává I tvar křivky, která je dána sumací jednotlivých akčních potenciálů, jež jsou základním projevem EMG křivky. Akční potenciály trvají mezi 5 – 12 milisekundami, výška amplitudy zpravidla nepřekračuje 3mV a není nižší než 0,3 mV. Tvar akčního potenciálu je většinou jedno – až třífázový (Pfeiffer, 2007).

Motorické jednotky se nevyskytují izolovaně, ale tvoří funkční celky. Gradace svalové síly se děje v duchu Adrianova – Bronckova zákona, který říká, že zvětšování síly svalu je způsobeno zvýšením počtu aktivně pracujících motorických jednotek (Janda, Poláková & Véle, 1966) a nazýváme ji rekrutment (Kittnar a kol., 2011).

Dochází – li ke zvyšování volní kontrakce, dochází k časové i prostorové sumaci motorických jednotek. Časová sumace vede k zvyšování frekvence pálení motorických jednotek z původních 4 – 5 Hz až k frekvenci zhruba 50 Hz; prostorová pomáhá k náboru dosud neaktivovaných motorických jednotek s vyšším prahem dráždivosti (Pánek, Pavlů & Čemusová, 2009).

Vzruch nutný k vyvolání svalové kontrakce vzniká v motoneuronu, tento se pak šíří prostřednictvím intaktního nervového vlákna. Jakmile dorazí k místu terminálního konce axonu, vyvolá uvolnění neurotransmiteru acetylcholinu (Ach). Acetylcholin se naváže na postsynaptickou membránu a vyvolá její depolarizaci. Zároveň jeho navázání na ionotropní cholinergní receptory nikotinového typu vyvolá, že tyto receptory otevírají přímo iontové kanálky pro ionty  $\text{Na}^+$  a nepřímo (způsobené průměrem ionotropního kanálu) ionty  $\text{Ca}^{2+}$  a  $\text{K}^+$ . Ionty  $\text{Na}^+$  a  $\text{K}^+$  vyvolají změnu akčního potenciálu. Vápenaté ionty se váží s troponinem a vytváří kalcitroponinový komplex.

Díky obsazení vazebných míst na troponinu, se zruší jeho spojení s tropomyozinem a může se vytvářet vazba mezi aktinem a myozinem. Vazbou vznikají příčné můstky aktomyozinu. Zvyšuje se napětí a vzniká izometrická kontrakce (Bartůňková, 2006; Kittnar a kol., 2011).

Při anizometrické kontrakci je třeba dodání energie ve formě ATP a je třeba přítomnosti  $Mg^{++}$ . Hlavy myozinu se posouvají a vlákna aktinu se přibližují k centru sarkomery (Bartůňková, 2006).

V další fázi se vápenaté kanály uzavírají a ionty vápníku se aktivní pumpou (pomocí ATP) vrací zpět do sarkoplazmatického retikula. Aby nedocházelo k vytvoření vazby mezi aktinem a myozinem, vrací se troponin – tropomyozinový komplex. Sarkomera tak může obnovit původní délku a sval může relaxovat (Bartůňková, 2006; Kittnar a kol., 2011).

### **2.7.2 EMG**

Elektromyografie se zabývá studiem elektrických potenciálů vycházejících ze svalu. Jeden z mnoha základních znaků živého organismu je přirozený pohyb a správnou analýzou EMG se dozvídáme mnoho o orgánech lokomočního systému člověka. Právě tato metoda přispěla k získání současných vědomostí o neuromuskulárním systému člověka (Basmajian, De Luca, 1985).

Elektromyografie (EMG) se uplatňuje při diagnostice nervosvalových poruch. Vyšetřuje se buď rychlost vedení motorickými a senzitivními vlákny, anebo se sledují akční potenciály motorických jednotek pomocí jehlových elektrod (Ambler, 2002).

Pomocí elektromyografie můžeme zjišťovat především stav periferního nervového systému a stav kosterního svalstva. Jeho výsledkem je grafický záznam, elektromyogram, který znázorňuje elektrickou aktivitu kosterních svalů (Dufek, 1996).

Z elektrofyzilogického hlediska sval představuje generátor elektrické aktivity. Elektrickou aktivitu svalu lze snímat pomocí povrchové nebo jehlové elektromyografie (Pánek, Pavlů & Čemusová, 2009).

#### **Povrchová elektromyografie**

Povrchová elektromyografie (SEMG – surface electromyography) je neinvazivní přístrojová technologie pro záznam a analýzu elektrických potenciálů, které zobrazují kontrakční aktivitu kosterních svalů během konkrétního pohybu (Krobot & Kolářová, 2011).

Výhodou povrchových elektrod je jejich snadná a rychlá aplikace a nevýhodou je, že ji lze užívat jen na povrchově uložené svaly. Využití elektromyografie nacházíme, jak ve statické, tak dynamické činnosti člověka. Zásadní informací obdrženou SEMG je, zda-li byl sval během testování aktivní a začátek, trvání a velikost této elektrické aktivity (Homola, 2005).

Výhodou tohoto typu EMG je, že elektrody se přikládají pouze na kůži a tudíž vyšetřovaného jedince nezraňují a jsou využitelné v různých pohybových podmínkách. Tato metoda však vyžaduje velmi důsledné respektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu (Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Pro získání maximálně kvalitního výsledného SEMG záznamu, má zásadní vliv uložení elektrod (Krobot, Kolářová, 2011).

Ke snímání se používají povrchové elektrody a to *monopolární*, jejichž nevýhodou je zachycení velkého množství rušivých signálů a výhodou poměrně nenáročného technického zpracování; *bipolární*, které se užívá nejčastěji a signál je při ní detekován dvěma aktivními elektrodami a jednou zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod, rozdíl je následně zesílen v zesilovači. Touto metodou jsou při dalším zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímané na obou elektrodách, které mají umělejší původ (Rash, 2002).

Další variantou je snímání *multielektrodami*, při kterém se používají tři aktivní elektrody a jedna zemnicí. Jedná se o dvojité diferenciatní metodu a výsledný záznam je téměř bez rušivých signálů. Nevýhodou této techniky je snímání z menší plochy svalu (Rash, 2002).

### **Snímání elektrických potenciálů**

Podle De Luca má být aktivní elektroda umístěna nad aktivní částí nervu či svalu, která produkuje elektrické změny. V případě SEMG mezi motorickým bodem a úponem svalu, a nebo mezi dvěma motorickými body (De Luca, 2002).

Je třeba se vyvarovat umístění elektrod v blízkosti svalového úponu, okraje svalu a inervační oblasti. Oblast úponu šlach není elektricky aktivní a signál snímáný z inervační oblasti by se rovnal nule. V oblasti okraje svalu hrozí provokace elektrického potenciálu svalu z okolí. V případě bipolárního snímání jsou umístěny dvě elektrody a to paralelně s průběhem svalových vláken (Krobot, Kolářová, 2011).

Výsledný bipolární signál je zesílený v diferenciálním zesilovači a představuje potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami (Krobot, Kolářová, 2011).

Za fyziologických podmínek se mezi dvěma elektrodami nachází více či méně dobrá vodivá tkáň. Jde o podkožní vazivo, tuk a cévy. Tyto tkáně označujeme jako objemový vodič a tyto snižují amplitudu akčních potenciálů tím více, čím je jejich vrstva silnější. Tak dochází k změně snímaných potenciálů (Dufek, 1996).

Referenční elektroda je umístěna nad elektricky málo aktivní oblastí a je důležitá, aby byla v dobrém elektrickém kontaktu s kůží (De Luca, 2002).

Změna vzniklého napětí mezi aktivní a zemnicí elektrodou je snímána a vyhodnocena. Je – li tedy náboj pod aktivní elektrodou, ve srovnání s tou referenční, negativní, pak za ideálních podmínek bude výsledkem negativní výchylka – křivka nahoru; naopak, bude – li náboj pod aktivní elektrodou kladný, vykreslí křivku dolů – pozitivní výchylka. Je – li náboj pod oběma elektrodami stejný, vykresluje se křivka odpovídající klidovému stavu – bazální linie (Dufek, 1996).

Zásadní roli ve výsledné kvalitě signálu hrají i rozmístění elektrod, jejich vzájemná vzdálenost. Pro opakované měření je nutné, aby byly elektrody umístěny stále stejně daleko od sebe (Krobot, Kolářová, 2011).

Názory autorů na tuto vzdálenost se liší. Krobot a Kolářová (2011) udávají refrakterní vzdálenost 200 mm, De Luca ve svých četných studiích vždy preferuje vzdálenost 1 cm (Krobot, Kolářová, 2011; De Luca 2002).

### **Přístrojové zpracování signálů**

Nezpracovaný EMG signál nabízí hodnotnou informaci, ovšem v prakticky nepoužitelné formě (Krobot, Kolářová, 2011).

Takový signál nazýváme analogový (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009) nebo taky surový (Krobot, Kolářová, 2011) a jako takový musí být převeden do tzv. diskrétního signálu, tedy digitalizovaného výsledného signálu (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Nejběžnějším způsobem zpracování záznamu jsou frekvenční filtrace a petrifikace (Krobot, Kolářová, 2011).

Filtrace je nutná ze dvou důvodů – k potlačení artefaktů a usměrnění frekvence záznamu na úroveň nutné vzorkovací frekvence (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Filtrací se rozumí odfiltrování frekvencí nižších než 20 Hz a vyšších než 500 Hz a to pomocí filtrů (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003), neboť signály SEMG mají obvykle rozložení od 50 – 150 Hz (Krobot, Kolářová, 2011).

K stanovení ideální vzorkovací frekvence pro dané konkrétní měření slouží Nyquistův teorém, „který definuje minimální nutnou vzorkovací frekvenci jako alespoň dvojnásobnou k nejvyšší frekvenci obsažené v naměřeném signálu“ (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Tedy, je – li, v případě povrchového EMG, nejvyšší možná obsažená frekvence 500 Hz, vzorkovací frekvence musí být minimálně dvojnásobná, tedy 1000 Hz (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Užívají se high – pass filtry, pro eliminaci frekvence 0 – 20 Hz nebo low – pass filtry, k odfiltrování frekvence nad 500 Hz (Enoka, 2002).

Surový EMG záznam, který představuje interferenční vzorec akčních potenciálů, obsahuje velmi důležité informace a může nám sloužit jako první obraz o inervaci svalu. Ze surového záznamu jsme schopni stanovit, je-li sval aktivní, popřípadě kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti (Krobot, Kolářová, 2011).

Surový elektromyografický záznam se skládá z náhodně uspořádaných amplitud a není přesně reprodukovatelný. Pro další analýzu je nezbytné další zpracování záznamu (Winter, 2005).

### 2.7.3 Analýza signálu

K analýze elektromyografického záznamu se nejvíc užívá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Clancy et al., 2004).

**Spektrální** (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009) **frekvenční analýza** zjišťuje složení frekvenčních komponent ve výsledné křivce (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

Tyto aspekty frekvenčního spektra nejčastěji zpracováváme tzv. Fourierovou transformací (FFT), která se používá pro převod signálů z časové oblasti do frekvenční oblasti. Jejím výsledkem je výkonné spektrum EMG signálu (total power spektrum) (Krobot, Kolářová, 2011).

FFT je dominantní metodou frekvenční analýzy v elektromyografické praxi (Pánek, Pavlů, Čemusová, 2009).

K poklesu frekvenční analýzy dochází při progredující svalové únavě a k jejímu popisu se často používá (Krobot, Kolářová, 2011).

**Amplitudová analýza** si klade za podmínku specifické zpracování signálu. Zpracování formou **rektifikace** si žádá eliminaci nulových hodnot, kolem kterých se

amplituda náhodně pohybuje. Aby průměrná výsledná hodnota nebyla rovna nule, negativní hodnoty se buď eliminují (half wave rectification), anebo převrátí v pozitivní, tzn. full wave rectification. I takto získaný rektifikovaný záznam se skládá z náhodných hodnot amplitudy a proto je třeba dále jej zpracovat, a to principem **vyhlazení**. To spočívá k odstranění vysokofrekvenčních fluktuací signálu, které vznikají superpozicí potenciálu motorické jednotky. V této metodě amplitudové analýzy se využívají dva algoritmy – AVR (average rectified value), který vyhlazuje pomocí průměru rektifikovaných hodnot a RMS (root mean square), který využívá střední kvadratické hodnoty (Winter, 2005).

### **Normalizace signálu**

Na výsledné kvalitě záznamu se podílí mnoho faktorů. Aby jejich vliv byl eliminován a výsledný záznam byl tedy co nejvíce odpovídající skutečnosti, provádí se normalizace signálu (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Normalizaci signálu je nezbytně nutné provést, aby bylo možné porovnat výsledné zpracované hodnoty EMG záznamu jednoho svalu a to při opakovaných měřeních, mezi různými svaly a subjekty. To pak představuje vztažení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě. Výsledkem je poměrové vyjádření o míře aktivity svalu, kdy zůstává zachován charakter průběhu změny amplitudy v čase (Latash, 1998).

### **Příklady standardně hodnocených parametrů**

#### **Maximum amplitudy**

Výsledkem měření bývá vysoce variabilní EMG signál a to i přes proces vyhlazení a rektifikace. U takového měření není vhodné ani možné hodnotit izolovaně dosažené maximum, proto se zpravidla získává průměr maximálních hodnot, např. průměr z prvních deseti nejvyšších hodnot během analyzované periody (Krobot, Kolářová, 2011).



### **Průměrné hodnoty amplitudy ve vybraném intervalu**

Parametr, jehož výpočet se pokládá za pravděpodobně nejdůležitější výpočet EMG signálu a je ideální pro porovnávací analýzu. Reflektuje totiž míru aktivity daného testovaného svalu pro daný úkol (Krobot, Kolářová, 2011).

### **Plocha – area (IEMG)**

Plocha je pravý matematický integrál pod EMG amplitudou pro určitou analyzovanou periodu a jeho hodnota je přímo závislá na časovém průběhu EMG signálu. Jednotkou milivoltsekundu (mVs) (Krobot, Kolářová, 2011).

### **Funkční hodnocení svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie**

Existují tři hlavní využití SEMG. Biomechanicky je jeho užívání směřováno hlavně na prokázání zahájení svalové aktivity, monitorování silových přírůstků vyvolaných jednotlivými svaly a jako ukazatel únavových procesů uvnitř svalu (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

De Luca (1997) navíc přidává také časovou souslednost náboru svalů, svalový timing (De Luca, 1997).

### **Časová souslednost náboru svalů**

Prostřednictvím sledování aktivity svalů v závislosti na čase, získáváme cenné informace o svalových synergiích nebo rychlosti reakce svalu a na určitý podnět (Rodová, Mayer & Janura, 2001, 2001)

Pro určení správného náboru svalů v závislosti na čase, je nutné stanovit si nejmenší možnou hodnotu elektrického napětí v daném svalu, tzv. aktivační hodnotu. Od této hodnoty budeme sval považovat za aktivní (Krobot, Kolářová, 2011). Daná hodnota však musí překročit průměrnou amplitudu signálu v klidové poloze (klidová svalová aktivita), plus její dvě směrodatné odchylky minimálně po dobu 20 ms (De Luca, 1997).

Při hodnocení timingu je podle De Lucy nutné také počítat s hodnotou tzv. elektromechanického zpoždění, to může trvat i několik stovek milisekund. Toto zpoždění se vyskytuje mezi aktivací svalu snímatelné na SEMG a produkcí mechanické síly. Dále rozlišuje toto zpoždění na fyziologické zpoždění, jehož příčinou je stavba a složení svalu a zpoždění na základě vedení a šíření elektrického potenciálu (De Luca, 1993).

Timing náboru svalů se určuje ze zpracovaného signálu, tedy zrektilifikovaného a vyhlazeného (Krobot, Kolářová, 2011).

### **Svalová únava**

Svalová únava se definuje jako pokles výkonnosti svalu a vyznačuje se pocitem slabosti nebo svalovou bolestí. Únava se v EMG signálu projevuje zvýšenou amplitudou a snížením frekvenčního spektra (Winter, 2005), přičemž nárůst amplitudy je kompenzačním mechanismem poklesu síly (Krobot, Kolářová, 2011).

De Luca (1997) doporučuje hodnotit střední hodnotu frekvence (De Luca, 1997), známe – li totiž střední hodnotu frekvence svalové aktivity, můžeme spolehlivě určit, jaké svaly jsou slabé (Krobot, Kolářová, 2011).

### **Vztah velikosti svalové aktivity k síle**

Amplituda EMG signálu se zvyšuje v závislosti na síle nebo kontrakční rychlosti svalu, tato závislost poskytuje jen kvalitativní údaj o vztahu mezi proměnnými. Frekvence aktivace motorických jednotek je důkazem charakteru stahu kosterního svalstva, ať už se jedná o stah izometrický nebo izotonický (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

S rostoucí EMG aktivitou se zvyšuje svalová síla nebo rychlost svalové kontrakce. Neplatí však, že čím je větší aktivita EMG, tím více síly je produkováno (Krobot, Kolářová, 2011) a přesné popsání vztahu EMG a síly není možné. „Při otázce, jak se mění síla během dvou rozdílných úloh, nemůžeme přesně odpovědět“ (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003). Můžeme pouze kvalitativně určit, zda je potřeba více či méně síly (Krobot, Kolářová, 2011).

## **3 Praktická část**

### **3.1 Cíle diplomové práce a hypotézy**

#### **3.1.1 Cíle práce**

Cílem teoretické části práce je shromáždění a rozbor dostupné literatury o stabilitě a stabilizaci segmentu a na základě těchto stanovit hypotézy. Cílem praktické části práce bylo změřit, zanalyzovat a zhodnotit míru elektrické aktivace snímaných svalů při technice rytmické stabilizace a tyto výsledky srovnat s hodnotami změřenými při technice postrků. Stejným způsobem srovnat míru koaktivace mezi funkčními antagonisty. Z takto získaných hodnot vyvodit závěr, dochází – li ke stabilizaci při technice PNF více než při technice postrků, respektive, je – li možné technikou postrků stabilitu nastolit. Tyto hypotézy vycházejí z předpokladu, že je stabilizace segmentu možná pouze na základě synchronní aktivity antagonistických svalových skupin a že k takovéto svalové práci dochází lépe při provádění techniky rytmické stabilizace dle metodiky propioceptivní neuromuskulární facilitace než při provádění postrků, respektive, že nejsou s to tuto svalovou situaci zajistit.

#### **3.1.2 Hypotézy**

*Hypotéza č. 1:* Předpokládám, že v případě využití PNF bude elektrická aktivita svalů zapojených do Kabatových pánevních diagonál (m. quadratus lumborum, obliquus internus et externus) vyšší než při provádění postrků.

*Hypotéza č. 2:* Předpokládám, že technika rytmické stabilizace podle PNF bude vykazovat vyšších hodnot koaktivačního indexu než technika postrků

## **4 Metodika výzkumu**

### **4.1 Charakteristika výzkumu**

Pilotní studie zaměřená na komparaci dvou technik u nehomogenní skupiny studentů fyzioterapie, jejichž vliv byl následně analyzován a vyhodnocen z hlediska míry aktivace jednotlivých svalů a z hlediska koaktivace přímých antagonistů.

### **4.2 Charakteristika výzkumného souboru**

Na experimentu se bude podílet 7 zdravých studentů fyzioterapie, mužů i žen ve věkovém rozmezí 23 -27 let. Experimentu se zúčastní dobrovolně a před samotným provedením budou seznámeni s průběhem testu a podepíší informovaný souhlas.

Všichni jsou teoreticky znalí zásad techniky propioceptivní neuromuskulární stabilizace a prakticky ji ovládají. Jedná se o vzorek zdravé populace. V osobní anamnéze žádného z probandů se nevyskytuje závažné onemocnění pohybového aparátu a aktuálně nemají subjektivní potíže. Jejich účast na experimentu byla dobrovolná a všichni souhlasili s uvedením výsledků práce.

### **4.3 Nastavení experimentu**

#### **Technické zázemí**

Měření probíhalo v kineziologické laboratoři UK FTVS s využitím přístroje TeleMyo16, který má k dispozici 16 kanálů.

Pro digitalizaci a zpracování záznamu bylo použito softwaru MyoResearch XP od firmy Noraxon.

#### **Lokalizace elektrod**

Záznam svalové aktivity byl snímán pomocí bipolárních povrchových samolepících elektrod kruhového tvaru s normovanou vzdáleností od sebe. Referenční elektrody byly umístěny tak, aby jejich okraje nedotýkaly s okraji aktivních elektrod. Aktivní elektrody byly umístěny do míst nad bříškem svalu. Kůže pod elektrodou byla nejprve odmaštěna lihobenzínem.

Protože se jedná o polohy vycházející metodiky propioceptivní neuromuskulární stabilizace a jednou z prováděných metod je technika definovaná

autory metodiky, budeme elektrody přikládat na takové svaly, jejichž aktivita podle autorů metodiky je v jednotlivých diagonálách dominantní a na ty, které jsou dobře přístupné elektrodám EMG. Takovými svaly budou m. quadratus lumborum, obliquus internus et externus a rectus abdomini.

### ***Lokalizace elektrod pro jednotlivé svaly:***

*m. obliquus internus abdominis* – elektrody přikládáme dva centimetry proximálně od spojnice linie mezi SIAS a symfýzou.

*m. rectus abdominis* – elektrody umístíme dva centimetry laterálně a kranálně od pupku.

*m. obliquus externus abdominis* – elektrody jsou přiloženy přímo pod dolní žeberní oblouk, paralelně s průběhem vláken svalu.

*m. quadratus lumborum* – sval byl zapojen v místě jeho „okna“, v prostoru jeho snadné palpce na laterální ploše dolního trupu.

### **Konstanty experimentu**

Přesně definovaná poloha těla – dle zásad metodiky PNF, která zvolenou polohu definuje jako stabilizaci v lehu na boku a popisuje ji jako: leh na boku, spodní dolní končetina v poloze II. diagonály horní postavení s flexí lokte, tzn. konečné postavení II. diagonály flekční vzorec s flexí loketní, v kloubu ramenním i loketním je flexe cca 90 stupňů); svrchní horní končetina je v poloze B, tzn. v dolním postavení II. diagonály (konečná poloha II. diagonály extenčního vzorce); dolní končetiny v nulovém postavení, hlava je v extenzi a rotaci vlevo.

Izometrická kontrakce svalů proti optimálnímu odporu zkušené fyzioterapeutky. Odpor je tzv. optimální, což znamená, že nesmí dojít k žádnému, byť minimálnímu, pohybu. Principem techniky rytmické stabilizace je současná kontrakce antagonistických skupin, čili kokontrakce, s cílem stabilizace segmentu.

Přesně definované provedení rytmické stabilizace dle zásad vycházejících z metodiky PNF s respektem k manuálnímu kontaktu a ostatních facilitacích mechanismů. Manuální kontakty jsou lokalizovány na posterolaterální straně hlavy

vpravo a antero – posteriorně na horním okraji pánve. Dalším nezbytným faktorem je provedená trakce pánve a provádění rotace dolní části trupu

### **Testy maximální volní kontrakce**

Před samotným měřením byla zaznamenána maximální volní kontrakce zapojených svalů. Maximální volní kontrakci (MVC – maximal voluntary contraction) provádím proti odporu v izometrickém režimu kontrakce při střední délce svalu. Pro zjištění MVC užívám poloh a zásad svalového testu dle Jandy (Janda et al., 2009).

Testování pro m. quadratus lumborum probíhá vleže na nevyšetřovaném boku. Odpor terapeuta je kladen proti elevaci pánve směrem posteriorní elevace.

Testy břišních svalů provádíme pomocí pohybu do flexe trupu pro m. rectus abdominis a do flexe trupu s rotací pro m. obliquus internus et externus abdominis. Odpor v tomto případě je terapeutem kladen proti čelu.

## **4.4 Zpracování záznamu**

Elektromyografická aktivita zapojených svalů byla snímána pomocí čtyř párů povrchových elektrod. Signál ze snímaných svalů byl zesílen v zesilovači, který je s elektrodami spojený.

Nativní snímaný signál byl odfiltrován filtry s pásmovou propustností 5 – 500Hz a byl převeden do digitalizované podoby. Vzorkovací frekvence byla na základě Nyquistova teorému stanovena na 1500Hz.

Digitalizovaný záznam byl zobrazen a zpracován v počítači pomocí softwaru MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon.

Elektromyografický signál svalové aktivity byl offsetován, poté plně rektifikován a následně vyhlazen střední kvadratickou hodnotou (RMS). Následně byly ze záznamu manuálně vybrány EKG artefakty a ty odstraněny EKG filtrem. Tyto se nejvíce vyskytovaly na přímém břišním svalu. Takto upravený signál byl podroben další analýze.

### **4.4.1 Stanovení MVC**

Tato hodnota bude platit jako referenční hodnota (100%), ke které bude později normalizovaná EMG křivka z jednotlivých stabilizačních technik. Ze záznamu

upraveném tak, jak bylo popsáno výše budou manuálně vybrány tři minimálně 3 sekundy dlouhé peaky. Tyto budou opět podrobeny protokolu „Average Activation“. Výsledek bude odpovídat průměrné hodnotě nejvyšší možné individuální svalové aktivity konkrétního svalu v průběhu izometrické kontrakce.

#### 4.4.2 Výpočet střední amplitudy

K hodnocení elektromyografické aktivity snímaných svalů byla použita průměrná střední hodnota, která hodnotí míru elektrické aktivity jednotlivých svalů. Stupeň svalové aktivity byl hodnocen ve vztahu k MVC, která představuje 100%.

Z upravených záznamů jednotlivých technik stabilizace byl manuálně vybrán úsek odpovídající 10 vteřinám. Každá z technik byla zanalyzována zvlášť, každá byla normalizovaná k MVC a dále zhodnocena protokolem „Average Activation“. K hodnocení míry elektrické aktivity byl použit parametr střední amplitudy.

Analýza hodnoty střední amplitudy vypočítává průměrnou EMG křivku ze všech úseků, které byly v záznamu označeny a ukazují ji v časovém oknu odpovídajícím 0-100% pohybového cyklu.

Tím obdržíme údaje elektrické aktivity svalu během provádění techniky rytmické stabilizace a techniky postrků vzhledem k jeho maximální elektrické aktivitě. Výsledky měření vyjádříme grafy v programu Excel. Dále matematickými operacemi získáme hodnoty průměrné aktivity měřených svalů, které budou vyjádřeny v procentech MVC a směrodatné odchylky, která osvětlí, jak velké jsou rozdíly mezi aktivitou u jednotlivých svalů.

Pro zhodnocení celkového efektu jednotlivých technik, provádíme stanovení hodnoty koaktivačního indexu. Ten stanovíme pomocí vzorce: méně aktivní sval/více aktivní sval\*(méně aktivní sval+více aktivní sval) (Rudolph, 2000). Jehož hodnocení odpovídá logické podstatě hodnoceného – je – li aktivita svalů, které zohledňujeme vyšší, měl by být i vyšší koaktivační index. Podle hypotéz předpokládáme i větší míru kooperace svalové při technice PNF. Pro lepší stanovení míry koordinace při PNF technikách stanovujeme koaktivační index mezi všemi svaly, které se zapojují při PNF diagonálách – mezi quadratus lumborum sinister a obliquus internus abdominis sinister (Q.L. a O.I.A.); quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter (Q.L. a O.E.A); obliquus internus abdominis sinister a obliquus externus abdominis dexter (O.I.A a O.E.A) (Palmieri – Smith et al, 2009).

## 5 Výsledky

Během experimentu byla snímaná elektrická aktivita m. quadratus lumborum sinister, m. obliquus internus abdominis sinister, m. rectus abdominis sinister, m. obliquus externus abdominis dexter. V poloze na pravém boku byly vykonány oba způsoby stabilizace s dvou minutovou pauzou mezi nimi. Byla hodnocena míra elektrické aktivace pomocí střední hodnoty amplitudy a hodnoty plochy pod křivkou a tyto výsledky pro jednotlivé svaly mezi sebou srovnány.

### 5.1 Stanovení MVC

Pro srovnání míry elektrické aktivity jednotlivých svalů během sledovaných způsobů stabilizace pro jednotlivé probandy, byly zjištěny hodnoty střední amplitudy během MVC a tyto byly použity jako stoprocentní referenční hodnoty. Tyto hodnoty jsou zaneseny do tabulek (Tabulka 1 – 7).

#### Proband 1

Tabulka 1 Hodnoty MVC Proband 1

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	97,20
m. obliquus internus abdominis sin.	34,20
m. rectus abdominis sin.	15,20
m. obliquus externus abdominis dx.	19,30

#### Proband 2

Tabulka 2 Hodnoty MVC Proband 2

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	47,00
m. obliquus internus abdominis sin.	113,00
m. rectus abdominis sin.	66,40
m. obliquus externus abdominis dx.	46,70



### Proband 3

Tabulka 3 Hodnoty MVC Proband 3

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	36,00
m. obliquus internus abdominis sin.	61,60
m. rectus abdominis sin.	20,80
m. obliquus externus abdominis dx.	29,80

### Proband 4

Tabulka 4 Hodnoty MVC Proband 4

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	32,10
m. obliquus internus abdominis sin.	75,80
m. rectus abdominis sin.	31,20
m. obliquus externus abdominis dx.	77,60

### Proband 5

Tabulka 5 Hodnoty MVC Proband 5

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	198,00
m. obliquus internus abdominis sin.	114,00
m. rectus abdominis sin.	116,00
m. obliquus externus abdominis dx.	53,80

### Proband 6

Tabulka 6 Hodnoty MVC Proband 6

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
m. quadratus lumborum sin.	34,90
m. obliquus internus abdominis sin.	43,60
m. rectus abdominis sin.	13,40
m. obliquus externus abdominis dx.	16,10

## Proband 7

Tabulka 7 Hodnoty MVC Proband 7

Sledovaný sval	Průměrná střední hodnota [μV]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	81,80
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	235,00
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	32,80
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	20,90

## 5.2 Porovnání aktivity sledovaných svalů z pohledu probandů

### 5.2.1 Proband 1

#### Musculus quadratus lumborum sinister

Tabulka 8 zobrazuje míru elektrické aktivity musculus quadratus lumborum, vykazuje u prvního probanda větší míru aktivace při provádění rytmické stabilizace (26,13%) dle PNF než při provádění postrků (13,58%). Rozdíl mezi oběma hodnotami je 12,55% (viz. tabulka 8).

Tabulka 8 Musculus quadratus lumborum\_Proband 1

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [μV]	%MVC	Postrky [μV]	%MVC	Rozdíl [%]
<b>Proband 1</b>	25,40	26,13%	13,20	13,58	12,55

#### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Tento sval je, stejně jako sval předchozí, dominantně zapojen do diagonál PNF a provádí rotaci pánve, které se při technice rytmické stabilizaci dává dominantně odpor – resp. oběma rotacím. Proto i u něj byla předpokládaná dominantní aktivita při provádění stabilizace dle metodiky PNF a i v tomto případě se potvrdila poměrem 19,80% ku 17,82%; s rozdílem 1,82%. Výsledky průměrné hodnoty amplitudy a jejich porovnání vzhledem k referenční hodnotě 100% MVC jsou zaneseny do tabulky 9.

**Tabulka 9 Musculus obliquus internus abdominis\_Proband 1**

<b>m. obliquus internus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 1</b>	10,1	19,80	9,09	17,82	1,98

### **Musculus rectus abdominis sinister**

U probanda číslo jedna vykazuje m. rectus abdominis sinister větší míru aktivace při technice rytmičké stabilizace (35,49%) než při postrcích (33,33%). Vzájemný rozdíl je 2,16%. Výsledky zobrazuje tabulka 10.

**Tabulka 10 Musculus rectus abdominis\_Proband 1**

<b>m. rectus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [<math>\mu</math>V]</b>
<b>Proband 1</b>	11,50	35,49	10,80	33,33	2,16

### **Musculus obliquus externus abdominis dexter**

Míra aktivace m. obliquus externus abdominis je vyšší při technice rytmičké stabilizace (45,45%). Při technice postrků je hodnota 42,60% a rozdíl mezi nimi je 1,07%. (viz tabulka 11)

**Tabulka 11 Musculus obliquus externus abdominis\_Proband 1**

<b>m. obliquus externus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 1</b>	13,00	45,45	12,20	42,66	1,07

### **Kokontrakční index proband 1**

Míra kokontrakce zásadní pro stabilizaci segmentu stanovená mezi přímými antagonisty – m. quadratus lumborum sinister a m. obliquus externus abdominis dexter. Tato vykazuje větší hodnotu v případě rytmičké stabilizace a k lepší kokontrakci tedy dochází při této technice.

**Tabulka 12 Kokontrakční index\_Proband 1**

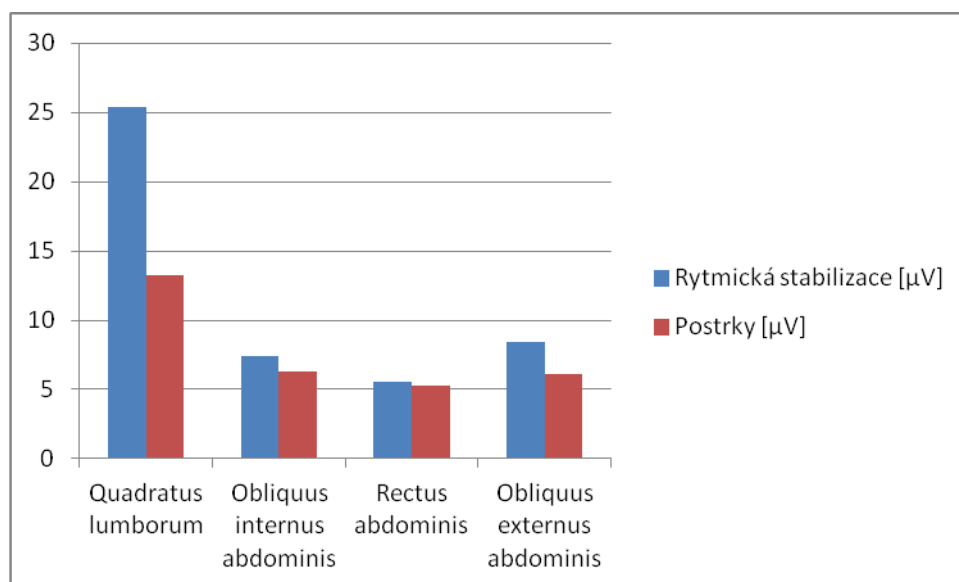
<b>Kokontrakční index</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	11	8

## Souhrnné výsledky proband 1

U probanda 1 vykazují všechny svaly větší míru aktivace při provádění techniky PNF. Bylo i prokázáno, že míra kokontrakce mezi dvěma přímými antagonisty byla příznivější při technice rytmické stabilizace dle Kabata. Souhrnné výsledky pro všechny svaly, jakož i grafické znázornění zobrazuje tabulka 13 a graf č. 1.

Tabulka 13 Souhrnné výsledky Proband 1

Proband 1	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus abdominis
Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	25,40	7,43	5,56	8,47
Postrky [ $\mu$ V]	13,20	6,30	5,32	6,11



Obrázek 1 Grafické znázornění souhrnných výsledků u probanda 1

## 5.2.2 Proband 2

### **Musculus quadratus lumborum sinister**

Hodnota míry aktivace při postrcích (81,91%) je u tohoto svalu je vyšší než hodnota při rytmické stabilizaci (64,89%). Jejich vzájemný rozdíl je 17,02 ve prospěch postrků. Výsledné hodnoty i jejich vzájemný rozdíl zobrazuje tabulka 14.

**Tabulka 14 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 2**

<b>m. quadratus lumborum</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 2</b>	30,50	64,89	38,50	81,91	-17,02

### **Musculus obliquus internus abdominis sinister**

Větší míru aktivace opět prokázala technika postrků. Sval byl však méně aktivní než m. quadratus lumborum. Technika postrků (74,34%) však dominantně převyšuje techniku rytmické stabilizace (53,98%) – o 20,36% (viz tabulka 15).

**Tabulka 15 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 2**

<b>m. obliquus internus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 2</b>	61,00	53,98	84,00	74,34	-20,36

### **Musculus rectus abdominis**

U svalu rectus abdominis sice dochází ke zvýšené míře aktivace při technice postrků (38,25%). Rytmická stabilizace byla úspěšná na 15,96% oproti technice postrků, která vykazovala hodnot až 38,25%, rozdíl mezi technikami činil 22,29%. Tyto hodnoty souhrnně zobrazuje tabulka 16.

**Tabulka 16 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 2**

<b>m. rectus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 2</b>	10,60	15,96	25,40	38,25	-22,29

## Musculus obliquus externus abdominis dexter

Musculus obliquus externus abdominis dexter u probanda 2 vykazuje mnohonásobně vyšší aktivaci při technice postrků, o 23,34%. Technika rytmické stabilizace dosáhla hodnoty 70,24%, technika postrků dosáhla hodnoty přesahující 90%, přesně 93,58%. Tyto výsledky jsou zobrazeny v tabulce č.17.

Tabulka 17 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 2

m. obliquus externus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 2	32,80	70,24	43,70	93,58	-23,34

## Kontrakční index proband 2

V případě probanda 2 je kontrakční index menší při technice rytmické stabilizace dle PNF, jak dokládá tabulka č. 18.

Tabulka 18 Kontrakční index\_Proband 2

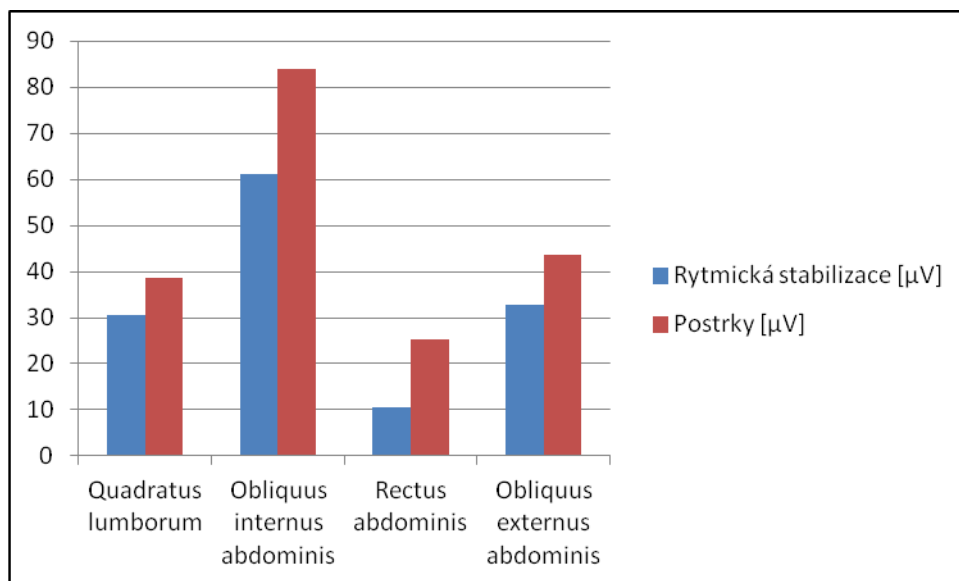
Kontrakční index	Rytmická stabilizace	Postrky
Proband 2	58	72

## Souhrnné výsledky proband 2

U probanda 2 všechny byly všechny svaly zaktivovány víc při technice postrků, technika rytmická stabilizace v tomto případě neměla dominantní vliv na míru aktivace jednotlivých svalů ani jednou (viz tabulka 19). Tento stav je znázorněn i graficky v grafu č. 2.

Tabulka 19 Souhrnné výsledky\_Proband 2

Proband 2	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus abdominis
Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	30,50	61,00	10,60	32,80
Postrky [ $\mu$ V]	38,50	84,00	25,40	43,70



Obrázek 2 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 2

### 5.2.3 Proband 3

#### Musculus quadratus lumborum sinister

Musculus quadratus lumborum vykazuje zvýšenou aktivitu při provádění techniky postrků a to 97,22% MVC. Tento výsledek i výsledek techniky postrků, jakož i jejich vzájemný rozdíl dokládá tabulka č. 20.

Tabulka 20 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 3

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [µV]	%MVC	Postrky [µV]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 3	23,00	63,89	35,00	97,22	-33,33

#### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Vnitřní šikmý sval vykazuje při postreích aktivitu až 95,29%, zatímco při rytmičké stabilizaci dle Kabata dosahuje hodnot 23,70% MVC, míra elektrické aktivity je tedy opět větší při provádění techniky postrků a to s velkým rozdílem, až 71,59% (viz. Tabulka č. 21)

Tabulka 21 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 3

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [µV]	%MVC	Postrky [µV]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 3	14,80	23,70	58,70	95,29	-71,59

## Musculus rectus abdominis sinister

Aktivace u musculus rectus abdominis je u rytmické 36,54% a u postrků 47,69%. Hodnoty aktivace při dvou technikách stabilizace a jejich vzájemný rozdíl dokládá tabulka č. 22.

Tabulka 22 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 3

m. rectus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 3	7,60	36,54	9,92	47,69	-11,15

## Musculus obliquus externus abdominis dexter

Větší míru aktivace vykazuje tento sval opět při technice postrků a to víc než 60% MVC. Míra aktivity při stabilizaci je 54% MVC (viz. Tabulka č. 23)

Tabulka 23 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 3

m. obliquus externus abdominis	Stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 3	16,10	54,02	20,00	67,11	-13,09

## Kokontrakční index proband 3

Míra kokontrakce svalů quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter je nižší při technice stabilizace.

Tabulka 24 Kokontrakční index\_Proband 3

Kokontrakční index	Rytmická stabilizace	Postrky
Proband 3	27	31

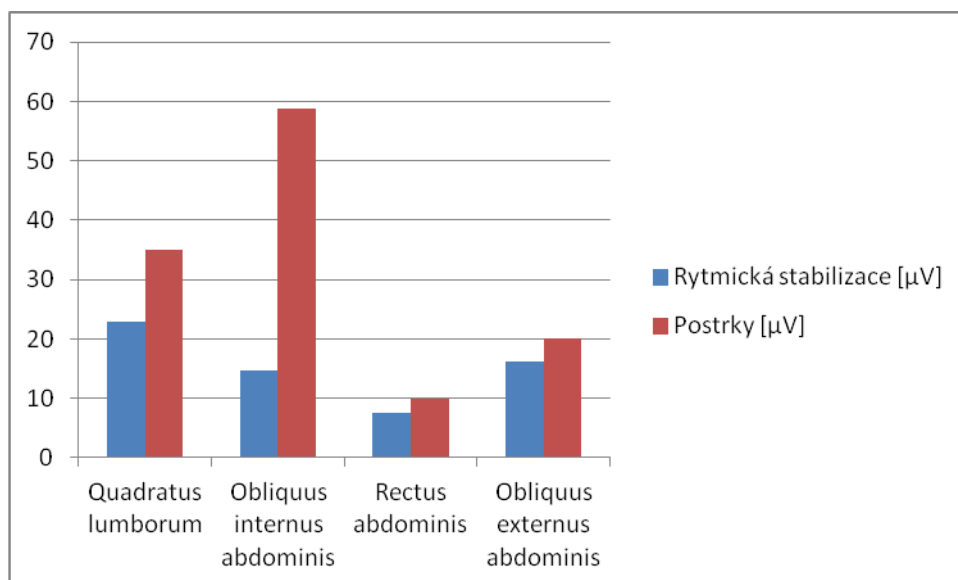


### Souhrnné výsledky proband 3

Z tohoto pohledu je zajímavé zmínit, že u probanda 3 docházelo k velké míře aktivity svalů při postrcích, které ve dvou případech, u svalů quadratus lumborum a obliquus internus abdominis, dosáhlo hodnot vyšších než 90%MVC. Také obliquus externus abdominis vykazuje větší míru aktivace při technice postrků. Výsledky aktivace všech svalů probanda 3 ukazuje tabulka č. 25. Grafické znázornění graf č. 3.

Tabulka 25 Souhrnné výsledky\_Proband 3

Proband 3	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus abdominis
Rytmiická stabilizace [ $\mu$ V]	23,00	14,60	7,60	16,10
Postrky [ $\mu$ V]	<b>35,00</b>	<b>58,70</b>	<b>9,92</b>	<b>20,00</b>



Obrázek 3 Grafické znázornění souhrnných výsledků u probanda 3

#### 5.2.4 Proband 4

##### **Musculus quadratus lumborum sinister**

Míra aktivace m. quadratus lumborum při technice PNF dosahovala až 98,13%, oproti 36,76% MVC aktivovaných při technice postrků. Rozdíl mezi těmito dvěma parametry je až 61,37%. (viz. Tabulka č. 26)

Tabulka 26 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 4

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 4	31,50	98,13	11,80	36,76	61,37

##### **Musculus obliquus internus abdominis sinister**

Hodnoty rytmické stabilizace převyšují techniku postrků 31,13% ku 26,12% MVC a rozdíl činí 5,01%. Tyto výsledky jsou zobrazeny v tabulce č. 27.

Tabulka 27 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 4

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 4	23,60	31,13	19,80	26,12	5,01

##### **Musculus rectus abdominis sinister**

Hodnoty míry aktivace při technice postrků jsou vyšší (67,63% MVC) než hodnoty při provádění rytmické stabilizace (14,33% MVC). Rozdíl je víc než 50%MVC (viz. Tabulka č. 28).

Tabulka 28 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 4

m. rectus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 4	4,47	14,33	21,10	67,63	-53,3

## Musculus obliquus externus abdominis dexter

Při technice rytmické stabilizace dochází u svalu obliquus externus abdominis dexter k vyšší aktivitě než při technice postrků a to 59,79% MVC ku 42,78% MVC (viz. Tabulka č. 29).

Tabulka 29 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 4

m. obliquus externus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 4	46,40	59,79	33,20	42,78	17,01

## Kokontrakční index

U probanda č. 4 dosahuje kokontrakční index vyšších hodnot než u techniky postrků (viz. Tabulka č. 30).

Tabulka 30 Kokontrakční index\_Proband 4

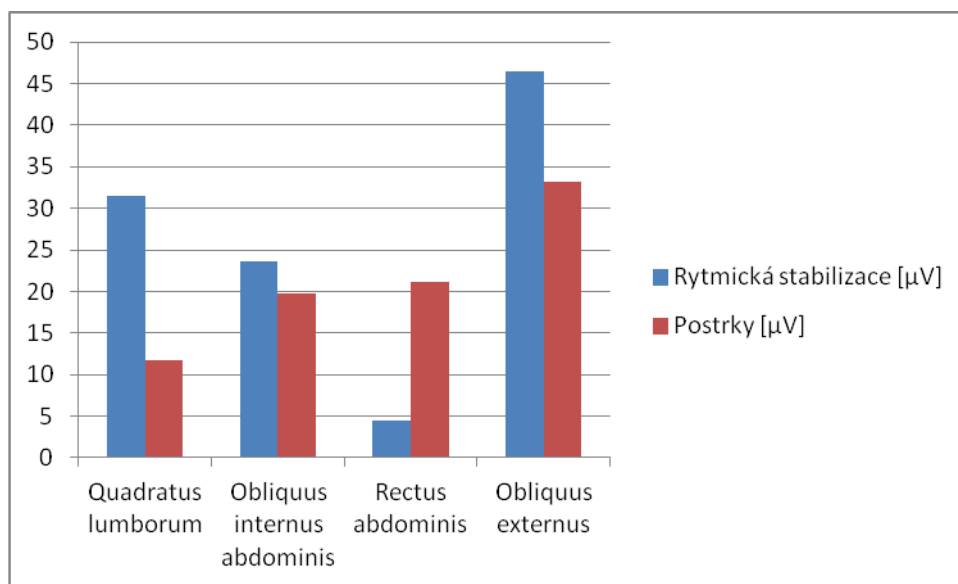
Kokontrakční index	Rytmická stabilizace	Postrky
Proband 4	52	15

## Souhrnné výsledky proband 4

Z hlediska míry aktivity dosahuje m. quadratus lumborum probanda 4 nejvyšší aktivity ze všech probandů a to 98 % MVC. Tyto výsledky zobrazuje tabulka č. 31 a jsou graficky znázorněny v obrázku č. 3.

Tabulka 31 Souhrnné výsledky\_Proband 4

Proband 4	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus
Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	31,50	23,60	4,47	46,40
Postrky [ $\mu$ V]	11,80	19,80	21,10	33,20



Obrázek 4 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 4

### 5.2.5 Proband 5

#### Musculus quadriceps lumborum sinister

Hodnoty míry aktivace pro rytmickou stabilizaci byly u probanda 5 11,77%MVC, pro postrky to bylo jen 5,61%MVC. Rozdíl činí 6,16% (viz. Tabulka č. 32).

Tabulka 32 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 5

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [µV]	%MVC	Postrky [µV]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 5	23,30	11,77	11,10	5,61	6,16

#### Musculus obliquus internus abdominis

Dominantní aktivita tohoto svalu nastává při rytmické stabilizaci, ovšem rozdíl v aktivaci je 1,05%. Rytmická stabilizace dosáhla míry aktivace 16,58%MVC, postrky ovšem 15,53%MVC, rozdíl tedy není přesvědčivý (viz. Tabulka č. 33).

Tabulka 33 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 5

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [µV]	%MVC	Postrky [µV]	%MVC	Rozdíl [%]

<b>Proband 5</b>	18,90	16,58	17,70	15,53	1,05
------------------	-------	-------	-------	-------	------

### **Musculus rectus abdominis**

Rytmická stabilizace dosáhla 10,09 % MVC vůči 12,29% MVC, kterých dosáhla technika postrků. Výsledné hodnoty svalu i jejich vzájemné rozdíly znázorňuje tabulka č. 34.

**Tabulka 34 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 5**

<b>m. rectus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 5</b>	11,70	10,09	14,60	12,59	-2,5

### **Musculus obliquus externus abdominis**

Rytmická stabilizace dosáhla 70,63% aktivace vůči MVC, technika postrků dosáhla aktivace o něco menší, 69,52% MVC (viz. Tabulka č. 35).

**Tabulka 35 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 5**

<b>m. obliquus externus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 5</b>	38,00	70,63	37,40	69,52	1,11

### **Kokontrakční index**

Kokontrakční index daných svalů u probanda 5 je vyšší a tedy příznivější pro techniku rytmické stabilizace, výsledky dokládá i tabulka č. 36.

**Tabulka 36 Kokontrakční index\_Proband 5**

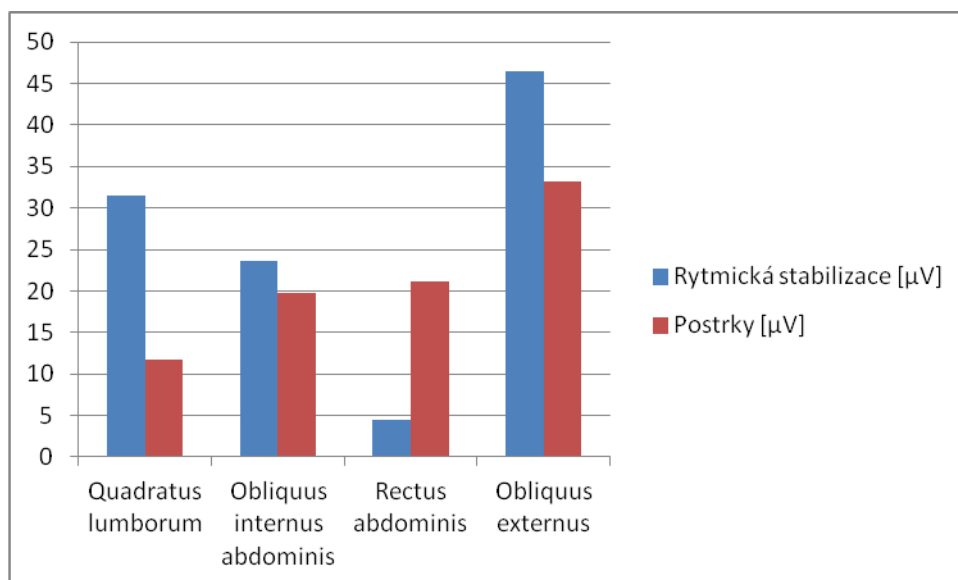
<b>Kokontrakční index</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 5</b>	27	15

## Souhrnné výsledky proband 5

Tabulka č. 37 a obrázek č.5 zobrazuje souhrnné výsledky probanda č. 5, ty jsou pro techniku rytmické stabilizace pro svaly, které jsou zařazeny do PNF diagonál vždy příznivější než pro techniku postrků.

Tabulka 37 Souhrnné výsledky\_Proband 5

Proband 5	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus
Rytmická stabilizace [ $\mu\text{V}$ ]	31,50	23,60	4,47	46,40
Postrky [ $\mu\text{V}$ ]	11,80	19,80	21,10	33,20



Obrázek 5 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 5

## 5.2.6 Proband 6

### **Musculus quadratus lumborum sinister**

Míra aktivace m. quadratus lumborum při technice PNF dosahovala 84,81% oproti 90,26% MVC aktivovaných při technice postrků. Rozdíl mezi těmito dvěma parametry je 5,45% (viz. Tabulka č. 38).

**Tabulka 38 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 6**

<b>m. quadratus lumborum</b>	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 6	29,60	84,81	31,50	90,26	-5,45

### **Musculus obliquus internus abdominis sinister**

Aktivita při technice postrků byla 87,16%MVC, naproti rytmické stabilizaci, která vykazovala aktivitu pouze 39,68% MVC (Tabulka č. 39).

**Tabulka 39 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 6**

<b>m. obliquus internus abdominis</b>	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 6	17,30	39,68	38,00	87,16	-47,48

### **Musculus rectus abdominis sinister**

M. rectus abdominis je sval, který se u probanda 6 zapojil dominantně při technice postrků a to až na 97% MVC. Ovšem technika rytmické stabilizace byla vůči MVC úspěšná na 74,63%, tento stav je zobrazen v tabulce č. 40.

**Tabulka 40 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 6**

<b>m. rectus abdominis</b>	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 6	10,00	74,63	13,00	97,01	-22,38

## Musculus obliquus externus abdominis dexter

Technika rytmické stabilizace se pro aktivaci m. obliquus externus abdominis ukázala úspěšná na 97,51% MVC, zatímco technika postrků dokázala sval aktivovat jen na 86,96% MVC, viz. Tabulka č. 41.

Tabulka 41 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 6

m. obliquus externus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 6	15,70	97,51	14,00	86,96	10,55

## Kokontrakční index

Vyšší míru kokontrakce vykazují svaly při technice rytmické stabilizace (viz. Tabulka č. 42).

Tabulka 42 Kokontrakční index\_Proband 6

Kokontrakční index	Stabilizace	Postrky
Proband 6	24	20

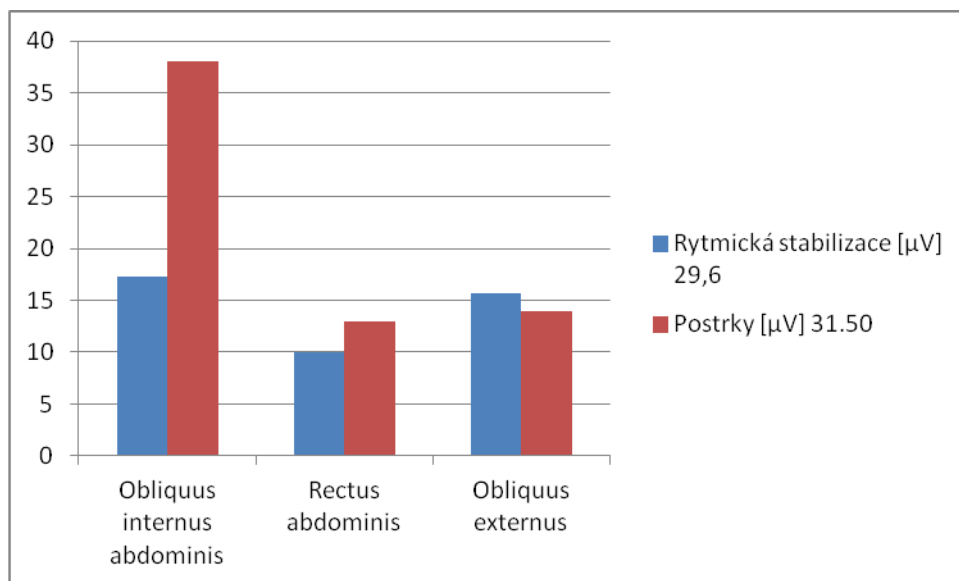
## Souhrnné výsledky proband 6

Při technice PNF dochází ke zvýšené míře aktivace jen v případě m. obliquus externus abdominis, zbývající svaly nabyly větší aktivace při technice postrků (viz. Tabulka č. 43). Vzájemné svalové vztahy jsou vyjádřeny i graficky v obrázku č. 6.

Tabulka 43 Souhrnné výsledky\_Proband 6

Proband 6	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus
Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	29,60	17,30	10,00	15,70
Postrky [ $\mu$ V]	31,50	38,00	13,00	14,00





Obrázek 6 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 6

### 5.2.7 Proband 7

#### Musculus quadratus lumborum sinister

Aktivace při technice rytmické stabilizace je vyšší než při technice postrků, tak jak to bylo předpokládáno. Technika PNF dovedla vyvolat 21,89% z MVC svalu, technika postrků vyvolala tuto aktivaci o 1,83%, tedy 20,06% MVC.

Tabulka 44 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 7

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [µV]	%MVC	Postrky [µV]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 7	17,90	21,89	16,80	20,06	1,83

#### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Hodnoty v tabulce č. 45 zobrazují aktivaci při provádění jednotlivých technik a jejich vzájemný rozdíl. Technika rytmické stabilizace dosáhla hodnot 16,47%, technika postrků 15,49%.

**Tabulka 45 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 7**

<b>m. obliquus internus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 7</b>	38,70	16,47	36,40	15,49	0,98

### **Musculus rectus abdominis sinister**

U probanda 7 je aktivita při technice postrků je vyšší o 10,18 (viz. Tabulka č. 46)

**Tabulka 46 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 7**

<b>m. rectus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 7</b>	8,16	24,88	11,50	35,06	-10,18

### **Musculus obliquus externus abdominis dexter**

Technika rytmičké stabilizace byla v aktivaci tohoto svalu úspěšnější o 12,44% MVC, jak dokládá i tabulka č. 47.

**Tabulka 47 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 7**

<b>m. obliquus externus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>	<b>%MVC</b>	<b>Rozdíl [%]</b>
<b>Proband 7</b>	20,60	98,56	18,00	86,12	12,44

### **Kokontrakční index**

U probanda 7 dochází k příznivějšímu koaktivačnímu indexu z pohledu rytmičké stabilizace, viz. Tabulka č. 48.

**Tabulka 48 Kokontrakční index\_Proband 7**

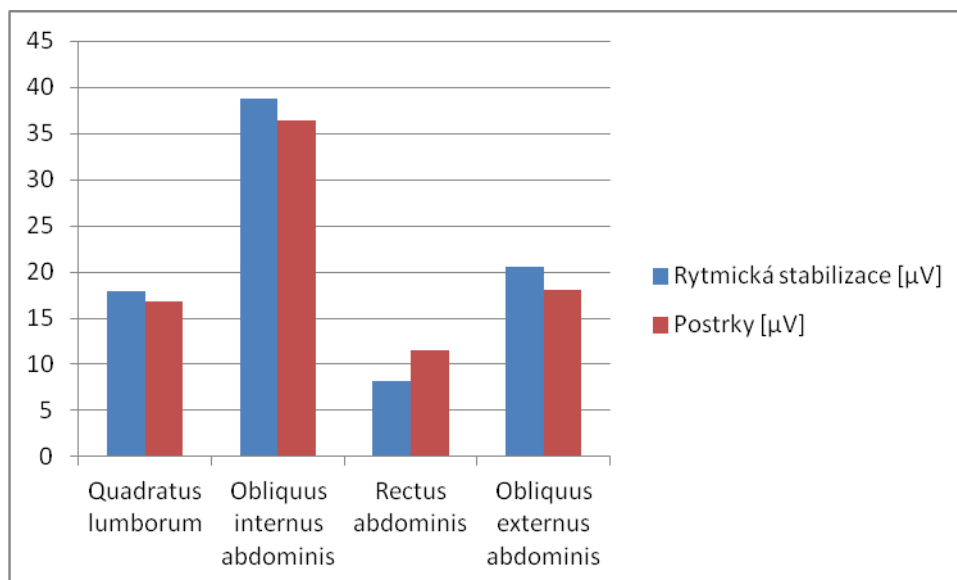
<b>Kokontrakční index</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 7</b>	33	32

## Souhrnné výsledky proband 7

Ke zvýšené aktivitě u techniky rytmické stabilizace docházelo u svalů quadratus lumborum, obliquus internus a externus. Rectus abdominis zůstává při technice rytmické stabilizace méně aktivní. Výsledky zobrazuje tabulka č 49 a obrázek č. 7.

Tabulka 49 Souhrnné výsledky\_Proband 7

Proband 7	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus abdominis
Rytmická stabilizace [ $\mu\text{V}$ ]	17,90	38,70	8,16	20,60
Postrky [ $\mu\text{V}$ ]	16,80	36,40	11,50	18,00



Obrázek 7 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 7

### 5.2.8 Souhrnné výsledky všech probandů

Výsledky elektrické aktivity a jejich interindividuální srovnání přikládám v následující tabulkách (tabulka č. 50 – 53). Hodnoty vyjádřené v mikrovoltech znázorňují střední hodnotu amplitudy při technice PNF a technice postrků. Tyto naznačují značnou variabilitu, proto jsou pro účely paušalizování průměrovány a statisticky ohodnoceny pomocí T – testu. Hodnota T – testu je statisticky významná při hodnotě  $< 0,05$ , jinak se výsledky nedají považovat za statisticky hodnotné a považovat tím výsledek za validní.

#### **Musculus quadratus lumborum sinister**

U m. quadratus lumborum dochází k situaci, že průměrný rozdíl zlepšení sice dosahuje kladných hodnot, tedy přiklání se na stranu rytmické stabilizace, ale tento rozdíl je natolik malý, že statisticky není možné takové hodnoty považovat za validní. Tedy quadratus lumborum sice dosahuje zlepšení při technice rytmické stabilizace ale není možné tyto výsledky považovat za platné a paušální. Výsledky shrnuje tabulka č. 50.

**Tabulka 50 Souhrnné výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 1-7**

<b>m. quadratus lumborum</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>
<b>Proband 1</b>	25,40	13,20
<b>Proband 2</b>	30,50	38,50
<b>Proband 3</b>	23,00	35,00
<b>Proband 4</b>	31,50	11,80
<b>Proband 5</b>	23,30	11,10
<b>Proband 6</b>	29,60	31,50
<b>Proband 7</b>	17,90	16,80
<b>Průměr</b>	25,89	22,56
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	3,33	
<b>T - Test</b>	0,48	

## Musculus obliquus internus abdominis sinister

Musculus obliquus internus abdominis sinister vykazuje horší hodnoty míry aktivace u rytmické stabilizace než u postrků a to poměrně velkým rozdílem (Tabulka č. 51).

Tabulka 51 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 1-7

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	Postrky [ $\mu$ V]
Proband 1	7,43	6,30
Proband 2	61,00	84,00
Proband 3	14,60	58,70
Proband 4	23,60	19,80
Proband 5	18,90	17,70
Proband 6	17,30	38,00
Proband 7	38,70	36,40
<b>Průměr</b>	25,93	37,27
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	-11,34	
<b>T - Test</b>	0,15	

## Musculus rectus abdominis sinister

U svalu rectus abdominis, který se diagonál PNF v ideálním případě neúčastní, a výsledky průměrných hodnot jednotlivých probandů jakož i rozdíl průměrných hodnot toto potvrzují. Dokonce hodnota T – testu nejbližší statistickému minimu (Tabulka č. 51)

Tabulka 52 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 1-7

m. rectus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	Postrky [ $\mu$ V]
Proband 1	5,56	5,32
Proband 2	10,60	25,40
Proband 3	7,60	9,92
Proband 4	4,47	21,10
Proband 5	11,70	14,60
Proband 6	10,00	13,00
Proband 7	8,16	11,50
<b>Průměr</b>	8,30	14,41
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	-6,11	
<b>T - Test</b>	0,049	

## Musculus obliquus externus abdominis dexter

Obliquus externus abdominis sice prokázal průměrnými hodnotami výsledky odpovídající zvýšené aktivitě tohoto svalu při rytmické stabilizaci, ovšem toto jen velmi malým a podle výsledků T – testu statisticky nevýznamným rozdílem. (Tabulka 52)

Tabulka 53 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 1-7

<b>m. obliquus externus abdominis</b>	<b>Rytmická stabilizace [<math>\mu</math>V]</b>	<b>Postrky [<math>\mu</math>V]</b>
<b>Proband 1</b>	8,47	6,11
<b>Proband 2</b>	32,80	43,70
<b>Proband 3</b>	16,10	20,00
<b>Proband 4</b>	46,40	33,20
<b>Proband 5</b>	38,00	37,40
<b>Proband 6</b>	15,70	14,00
<b>Proband 7</b>	20,60	18,00
<b>Průměr</b>	25,44	24,63
<b>Průměrný rozdíl zlepšení</b>	0,81	
<b>T - Test</b>	0,78	

Z hlediska koaktivace svalů quadratus lumborum a obliquus externus abdominis potvrzuje tuto hypotézu průměrnými hodnotami indexu opět u všech probandů individuálně. Jeho interindividuální zkoumání ovšem prokázalo příliš vysokou hodnotu T – testu a tím pádem není toto bráno jako statisticky významné (viz. Tabulka č. 54).

Tabulka 54 Kokontrakční index Q.L./O.E.A.\_Proband 1-7

<b>Kokontrakční index Q.L./O.E.A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	11	8
<b>Proband 2</b>	58	72
<b>Proband 3</b>	27	31
<b>Proband 4</b>	52	15
<b>Proband 5</b>	27	15
<b>Proband 6</b>	24	20
<b>Proband 7</b>	33	32
<b>Průměr</b>	33,14	27,57
<b>Průměrný rozdíl zlepšení</b>	5,57	
<b>T - Test</b>	0,78	

Kokontrakční index mezi m. quadratus lumborum sinister (Q.L./O.I.A) a obliquus internus abdominis sinister ukazuje horší průměrné hodnoty než hodnoty míry koaktivace svalů m. quadratus lumborum sinister a m. obliquus externus abdominis dexter. Z toho vyplývá, že tyto svaly spolu lépe kooperují v průběhu rytmické stabilizace, naproti tomu quadratus lumborum a obliquus internus abdominis vykazuje lepší míru koaktivace při postcích (viz. Tabulka č. 55).

**Tabulka 55 Kokontrakční index Q.L./O.I.A.\_Proband 1-7**

<b>Koaktivační index Q.L./O.I.A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	9,6	9,3
<b>Proband 2</b>	45	56
<b>Proband 3</b>	23	55
<b>Proband 4</b>	41	18
<b>Proband 5</b>	34	18
<b>Proband 6</b>	27	57
<b>Proband 7</b>	26	24
<b>Průměr</b>	29	33,9
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	-4,9	
<b>T - Test</b>	0,59	

Kokontrakční index mezi oběma zapojenými antagonistickými šikmými svaly potvrzuje hodnotu vyšší koaktivace při technice rytmické stabilizace. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami je ale nízký a statistická validita se neprokázala, toto dokládá tabulka číslo 56.

**Tabulka 56 Kokontrakční index O.I.A./O.E.A\_Proband 1-7**

<b>O.I.A./O.E.A</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	13	12
<b>Proband 2</b>	50	66
<b>Proband 3</b>	27	26
<b>Proband 4</b>	35	31
<b>Proband 5</b>	28	26
<b>Proband 6</b>	29	19
<b>Proband 7</b>	31	26
<b>Průměr</b>	30	29
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	1	
<b>T - Test</b>	0,76	

## 6 Diskuze

Východiska našeho experimentu vychází z předpokladu, že v rámci PNF diagonál dochází k postupnému zapojování všech svalů, které jsou obsaženy v rámci PNF vzorců. Toto definoval Kabat ve svých publikacích a výsledky dokládá i řada studií, jednou z nich je i studie K. Shimury a T. Kasaie z roku 2002 prováděna s cílem lepšího porozumění PNF mechanismů, srovnávala efekt motorické aktivace při aktivním vědomě prováděném pohybu horních končetin v rámci diagonál PNF a mimo jejich rámec. Výsledky hodnocené na elektromyografu jednoznačně ukazují postupnou a plynulou aktivitu ve zkoumaných svalech směrem od periferie k centru při provádění PNF diagonál, zatímco ve druhém případě nikoli. Závěr vhodně rozšiřují o poznatek, že aktivita se při respektování Kabatových diagonál v slabších svalech na EMG projevila ještě před začátkem provádění pohybu, zatímco, nebyl – li segment nastaven v diagonále, tato aktivita se neprojevila. (Shimura, Kasai, 2002)

Jako jeden z parametrů, které jsme hodnotili, byla míra koaktivace mezi jednotlivými antagonisty. Tento předmět zkoumání jsme opírali o četné studie zabývající se mírou koordinace mezi svaly, kterou autoři metodiky avizují jako jednoho z četných vlivů PNF na svalový systém člověka.

Na toto poukazuje studie, která pojednává o neurofyziologických principech, na kterých je PNF technika založena – na principu Sherringtonově následné indukce. Studie poukázala, že následná indukce a reciproční inhibice zajišťují nejlepší podmínky ke kokontrakci, tedy stabilizaci (Mitchell et al., 2009).

Naopak studie Sullivan a Portney (1980), která elektromyograficky prověřovala svaly ramenního kloubu v průběhu celého PNF vzorce a zaměřovala se zejména na izometrickou kontrakci určených svalů, neprokázala větší kokontrakci svalů v průběhu takové kontrakce (Sullivan, Portney, 1980). Výsledky studie se datují do roku 1980 a jako takové byly dávno překonány a to například pozdější studií Luis et al.(1990), která prokázala, že facilitace vzniklá recipročně, obstarává podmínky stabilizace segmentu. Toto je zdokumentováno v jejich studii, která zaznamenávala efekt rozdílných posilovacích PNF technik na posílení segmentu (Luis et al. 1990).

Z výsledků našeho experimentu nevyplývá přesvědčivý důkaz o tom, že k tomuto skutečně dochází a hypotézu číslo dva nemůžeme považovat za potvrzenou.

Hodnoty kokontrakčního indexu sice vyšly příznivěji pro techniku PNF, ale ne příliš přesvědčivým rozdílem. Hodnoty T- testu toto dokládají.



Vyšší index koaktivace mezi obliquus internus sinister a quadratus lumborum sinister nebyl prokázán při technice PNF, jak bylo předpokládáno, ale při technice postrků. Míra koaktivace byla jistě ovlivněna samotnou mírou aktivace svalu obliquus internus abdominis.

Tuto lze vysvětlit tendencí probanda se na postrk připravit. Jev lze předpokládat už jen z principu postrků, které terapeutka vedla v podstatě směrem anteriorní elevace a posteriorní deprese pánve. V prvním případě se daného pohybu sval účastní přímo, v druhém případě je jeho antagonist. Myslíme si také, že z pohledu techniky postrků je proband – fyzioterapeut dokonce kontraproduktivní. Má totiž větší ponětí o tělesném schématu a mnohem lépe si uvědomuje svalovou činnost. Pokud je tato činnost pro něj navíc nežádoucí, protože se jí má bránit a nechce ztratit rovnováhu, ví mnohem lépe, co pro to udělat a jaké svaly aktivovat.

Dalším faktorem, který se na zvýšené míře aktivace a tím pádem i koaktivačního indexu svalu obliquus internus abdominis mohl podílet je prostředek z arzenálu rytmické stabilizace a to manuální kontakt na přední straně pánve. Manuální kontakt je z pohledu techniky PNF žádoucím a nezbytným fenoménem, z pohledu postrků, může výsledky zkreslovat.

Neméně zásadním ovlivňujícím faktorem můžou být vzniklé EMG artefakty. Jejich kvalitu ovlivňují jak fyziologické faktory, jakými jsou počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami, rychlost pálení atd., ale i vliv faktorů metodického postupu detekce a zpracování signálu. V oblasti detekce se jedná především o elektrodovou konfiguraci, která je dána velikostí, tvarem, lokalizací elektrod a jejich vzdáleností (De Luca, 1993).

Z hlediska koaktivace svalů vidíme příznivé výsledky v průběhu rytmické stabilizace mezi svaly, které lze považovat za funkční přímé antagonisty. Tyto výsledky bohužel nenabývají statisticky významných hodnot. Toto si můžeme vysvětlit jistou fyzickou nesourodostí zkoumané skupiny a také malým počtem probandů v souboru. Musculus obliquus internus abdominis a quadratus lumborum nejsou přímými antagonisté, což potvrzuje jak znalost funkčních vztahů svalového korzetu člověka, tak výsledky našeho experimentu. Hypotézu číslo dva se pokázat nepodařilo.

Hypotéza číslo jedna předpokládala větší aktivitu svalů, které se zapojují do PNF diagonál v průběhu rytmické stabilizace, v průběhu postrků měla být tato aktivita menší na důkaz toho, že je PNF technika vhodnějším způsobem stabilizace daného segmentu než technika postrků, která s v praxi hojně používá, neboť svaly provokované PNF technikou jsou vzájemnými funkčními antagonisty a jejich zvýšená aktivita je pro proces

Předmětem kritické analýzy a komparace se stala ne celá metodika PNF, ale jen jedna její technika - rytmická stabilizace. Ta se v minulosti experimentálně prokázala jako významná nejen primárně ve věci stabilizace, ale byl zkoumán její účinek na funkci se stabilizací spojenou. Například v experimentu, který vedli Nick Kofotolis a Eleftherios Kellis (2006) zaměřily svoji studii na klinicky velmi významný symptom – bolesti bederní části páteře u žen. Velkou skupinu žen rozdělily do tří menších skupin, z nichž jedna po celou dobu výzkumu (4 týdny) prováděla jednu ze tří zvolených PNF technik (jednou z nich byla i rytmická stabilizace). Význam a efekt cvičení sice neověřovaly primárně EMG (uvádí pouze, že bylo provedeno kontrolní měření), ovšem stabilizačními testy. Výsledky ovšem jednoznačně ukazují, že 4 týdenní cvičení PNF vedlo k zvýšení svalové vytrvalosti z 23, 6% na 81% a že intenzita bolesti, jakož i funkční postižení vykazuje významný ústup (Kofotolis a Kellis, 2006).

Technika rytmické stabilizace není v praxi příliš populární, navzdory avizovanému efektu. Ve studii Surburga a Schradera z roku 1997, která zkoumá efekt jednotlivých PNF technik na traumatické poškození některých segmentů, je nejspíš právě proto poukázáno na vliv rytmické stabilizace mimo jiné na místní prokrvení. Jsou zde zmíněny i efekty zvýšení síly a rozsahu pohyblivosti (Surburg, Schrader, 1997).

Četné studie dokazují, že se technika rytmické stabilizace se využívá hojně v atletickém tréninku, se slibovaným efektem dobré stability a zlepšení například hodových nebo odrazových funkcí končetin (Patrin et. al., 2004; Glasoe, Fisher, Murphy, 2004).

Míru svalové aktivace jsme při hodnocení postrků označili jako za potvrzující naše teze z hlediska svalu rectus abdominis, který prokázal vysokou průměrnou hodnotu aktivace při zmiňované technice. Hodnota míry aktivace je dokonce statisticky významná, na základě výsledků T-testu. Můžeme tedy říct, že se musculus rectus abdominis bude paušálně aktivovat dominantně při technice postrků. To, že se neúčastní PNF vzorců je dávno známý fakt. Z klinického pohledu lze říci, že v poloze na boku je

musculus rectus abdominis právě tím svalem, který dominantně zabezpečuje prevenci ztráty rovnováhy segmentu.

U svalu quadratus lumborum sice dominuje technika rytmické stabilizace, ale malým rozdílem a statisticky nevýznamným výsledkem. I když je při technice PNF aktivnější, jeho velká aktivita při postrcích je z hlediska rytmické stabilizace znepokojující. Tento jev by se, stejně jako u m. obliquus internus abdominis dal vysvětlit facilitací manuálním kontaktem, i když ne tak zjevně, neboť nedocházelo k přímému kontaktu s quadratem lumborum, ten je možný jen hlubokou palpací svalu. Reálnější vysvětlení nabízí teorie přirozené tendence se bránit očekávanému vychýlení z rovnováhy, na které jsme uvažovali i v případě svalu obliquus internus abdominis sinister. Příčinu lze v obou případech také vidět v neovlivnitelných faktorech, jakými jsou nepaušální odpor a síla postrku fyzioterapeutky.

Kromě quadratus lumborum vykazuje vyšší hodnotu průměrné míry aktivace také m. obliquus externus abdominis, tento je také zapojen do PNF diagonál a byla tedy předpokládána jeho vyšší aktivace.

Hypotézu číslo jedna tedy nemůžeme považovat za potvrzenou. Svaly m. quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis, sice vykazují tendenci vyšší míry aktivace při technice rytmické stabilizace. Jejich koaktivační index je také příznivý. Zbývající dva svaly vykazují vyšší míru aktivace při technice postrků, což u svalu m. rectus abdominis bylo předpokládáno, ale u svalu m. obliquus internus abdominis nikoli – jeho zvýšenou míru aktivace si vysvětlujeme, jak bylo uvedeno výše, přípravou na vychýlení z rovnováhy.

Statistickou nevýznamnost můžeme vysvětlit velikostí zkoumaného celku, lze předpokládat, že by hodnoty T – testu byly statisticky příznivější při větším počtu probandů, na toto usuzuji z pozitivních výsledků u většiny z požadovaných svalů.

Pokud by se experiment tedy měl opakovat a prokázat jako plně úspěšný z hlediska metodiky PNF a výsledky statisticky významné, vidíme možnost ve zvětšení zkoumaného souboru. Pro eliminaci artefaktů vzniklých z manuálního kontaktu terapeutky a odborného přizpůsobení snahy o vychýlení z rovnováhy probandů navrhuje vyměnit polohu z polohy vleže na boku za více posturálně náročnější, jakou by mohl být například sed z metodiky PNF – poloha stabilizace v sedu, která by umožňovala nejen lepší přístupnost přímých antagonistů, ale i lepší manuální kontakt terapeuta, který by při technice PNF byl na vzdálenějších segmentech. Manuální kontakt při postrcích by se střídal a byl by aplikován s vyloučením zrakové kontroly

probandů. Bylo by možná také volbou vyměnit skupinu probandů fyzioterapeutů za laické probandy.

PNF technika našeho experimentu úspěšná nebyla, neboť hodnota úspěšných výsledků nemůže být považována za statisticky významnou. Podobných výzkumů, kde byla technika PNF vystavena srovnání s jinou technikou bylo v minulosti mnoho, z celé plejády vybírám takovou, která se alespoň rámcově podobá té naší a výsledky experimentu také nebyly pro techniku PNF příznivé.

Sarah M. Marek et al. za pomoci elektromyografu porovnává u kontrolní a zkoumané skupiny probandů vliv protažení (strečinku) pomocí PNF a tzv. statického strečinku na výkonu a síle svalu při prováděném izokinetickém předkopávání. Výsledky naznačují podobné nedostatky v síle, výkonu i svalové aktivace a autor nechává na terapeutovi srovnání významu nedostatků obou metod. (Sarah M. Marek, 2005)

## 7 Závěr

Cílem práce bylo získat a reprodukovat informace o srovnání dvou stabilizačních technik – rytmické stabilizace a techniky postrků a na základě tohoto srovnání doložit informace užitečné pro klinickou praxi. Autoři diplomové práce staví do popředí stabilizačních technik rytmickou stabilizaci a k této vztahují hodnoty techniky postrků. Bylo tedy cílem získat studii, která by pomocí elektromyografu zjišťovala elektrickou aktivitu snímaných svalů vystavených dvěma technikám stabilizace. Výsledkem tohoto zkoumání je závěr, že nemůžeme spolehlivě zhodnotit vliv PNF techniky na stabilitu jako úspěšný, neboť při našem experimentu nedocházelo k příznivým výsledkům a to ani z hlediska míry aktivace, ani z hlediska svaové kokontrakce.

Vzhledem k charakteru práce i povaze výsledků nelze závěry procesu stabilizace jakkoli zobecňovat. Jediný výsledek vykazující uspokojivých statistických hodnot je výsledek svalu rectus abdominis, o kterém můžeme spolehlivě říci, že se rytmické stabilizace neúčastní a vykazuje dominantní aktivitu při technice postrků.

## Seznam použité literatury

1. ADLER, S. S., BECKERS, D., BUCK, M. *PNF in practice: an illustrated guide*. 3<sup>rd</sup> edition. Berlin, Springer – Verlag, 2008. ISBN 978-3-540-73901-2
2. BASMAJIAN, J. V., DE LUCA C. J. *Muscles Alive* (5th edition), 1985, Baltimore: Williams and Wilkins, Baltimore, Dostupné z: <http://www.bu.edu/nmrc/files/2010/03/Muscles-Alive-Ch-1.pdf>
3. BERGMAN, A. Stability of the lumbar spine. a study in mechanical engineering. *ActaOrthopedica Scandinavica Supplementum*. 1989. 230(60): 1-54
4. BOGDUK, N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2005. ISBN 0-443-10119-1
5. BOHANNON, R. W., GIBSON D. F., LARKIN, P. Effect of Resisted Knee Flexion on Knee Extension Torque. *Physical Therapy*. 1986, č. 66. Dostupné z: [http:// http://physther.org/content/66/8/1239.full.pdf+html](http://http://physther.org/content/66/8/1239.full.pdf+html)
6. CLANCY, E. A., FARINA, D., FILLIGOI, G. *Electromyography: physiology, Engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004, ISBN 0-471-67580-6.
7. ČIHAK, R. *Anatomie 1. 2. vydání*. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5
8. DE LUCA, C. J., ERIM, Z., Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of Neurophysiology*, 2002, č. 87, Dostupné z: <http://www.bu.edu/nmrc/files/2010/04/085.pdf>
9. DE LUCA, C. J., The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, č. 13, Dostupné z: <http://www.bu.edu/nmrc/files/2010/04/078.pdf>
10. DE LUCA, Carlo J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle and Nerve*. 1993, 16, s. 210-216
11. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. s. 102. ISBN 80-7013-208-6.
12. DYLEVSKÝ, I., *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4
13. DYLEVSKÝ, I., *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0

14. ENOKA, R. M., *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics, 2002. ISBN 0-7360-0251-0
15. GLASOE, W., FISHER, Ch., MURTHY, D. Treatment protocol for an acute large rotator cuff repair. *Physiotherapy*. 2004, č. 4, s. 217. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940604000525>
16. HAMILL, J., KNUTZEN, K. *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1995. 532 s. ISBN 978-06-830-38-637
17. HIDES, J., RICHARDSON, C., JULL, G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*, 1996. 21: 2763-2769
18. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294.
19. HOMOLA, J., Multianalyte surface plasmon resonance biosensing. *Methods*. 2005, č. 37. Dostupné z: [http://turroserver.chem.columbia.edu/surfaceplasmons/pdf/5\\_Methods\\_Multi-analyteBiosensing.pdf](http://turroserver.chem.columbia.edu/surfaceplasmons/pdf/5_Methods_Multi-analyteBiosensing.pdf)
20. JANDA, V., VÉLE, F., POLÁKOVÁ, Z., *Funkce hybného systému: Fysiologie a patofysiologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*, Praha: SZdN, 1966. 273 s.
21. KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints*. 2. vydání. Churchill Livingstone: Elsevier Limited, 2004. 251s. ISBN 0-443-01209-1
22. KITTNAR, O. et al., *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2011. 800 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
23. KNOTT, M., VOSS, D. E. *Proprioceptive neuromuscular facilitation*. 2<sup>nd</sup> edition. New York: Harper and Row, Publishers, 1968. ISBN 0-06-142595-8
24. KOFOTOLIS, N., KELLIS, E. Effects of two 4-week proprioceptive neuromuscular facilitation programs on muscle endurance, flexibility, and functional performance in women with chronic low back pain. *Physical Therapy*. 2006, č. 86. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/86/7/1001.long>
25. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

26. KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.
27. LATASH, M. L., *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998. ISBN 0-88011-756-7
28. LEWIT, K., *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, 2003. 412 s. ISBN 80-86645-04-5
29. LUIS, R. et al., Differential response to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990. č. 22. Dostupné z: [http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal\\_db/Differential%20responses.pdf](http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal_db/Differential%20responses.pdf)
30. MITCHELL, U. H., Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2009, č. 18. Dostupné z: <http://europepmc.org/abstract/MED/19827499>
31. NEUMANN, D. A., *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundation for rehabilitation*. Missouri: Mosby Elsevier. 694 s. ISBN 978-0-323-03989-5
32. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M. Kompendium biomechanika [online]. [Univerzita Karlova v Praze, FTVS]: 2003 [cit. 12. 11. 2012] Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment\\_metody\\_emg.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php)
33. PALMIERI – SMITH, R. M. et al., Association of Quadriceps and Hamstrings Cocontraction Patterns With Knee Joint Loading. *Journal of Athletic Training*. 2009, č. 44, Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2681209/>
34. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, vol. 16, no. 4, p. 177-180. ISSN 1211-2658.
35. PANJABI, M. M. Clinical Spinal Instability and Low Back Pain. *Journal of Electromyography and Kineziology*, 2003. 13: 371-379
36. PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part I Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 1992a. 5(4): 383-389



37. PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 1992b. 5(4): 390-397
38. PARTIN, N. et al., Treatment protocol for an acute large rotator cuff repair.
39. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I. Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. Brno: CERM, 2002. 239 s. ISBN 80-7204-266-1
40. PFEIFFER, J., *Neurologie v rehabilitaci*. Praha: Grada Publishing, 2007. 352 s. ISBN 978-80-247-1135-5.
41. *Physiotherapy*. 1994, č. 29, s.15-18, Dostupné z:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317754/>
42. RASH, G. S., *Electromyography Fundamentals*. [online]. 2002 [cit. 2013-03-24]. Dostupné z: <http://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/EMGfundamentals.pdf>
43. RICHARDSON, C., HODGES, P., HIDES, J. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization*. Livingstone: Churchill, 2004. 271 s. ISBN 0-443-07293-0
44. RICHTER, P., HEBGEN, E. U., *Trigger Points and Muscle Chains in Osteopathy*. Wernding: APPL, 2009. 233 s. ISBN 978-3-13-145051-7
45. RODOVÁ, D., Mayer, M., Janura, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 173 – 177.
46. RUDOLPH, K. S, AXE, M.J, SNYDER-MACKLER, L., Dynamic stability after ACL injury: who can hop. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2000, č. 8, Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11061293>
47. SHIMURA, K., KASSAI, T. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. *Human Movement Science*. 2002, č. 21. Dostupné z: <http://www.thiagovilelalemos.com.br/downloads/musculo/Efeitos%20da%20FNP%20no%20mov%20voluntario.pdf>
48. SUCHOMEL, A. Současné přístupy k hodnocení tělesné zdatnosti u dětí a mládeže (Fitnessgram). *Česká kinantropologie*. 2003, vol.7.č 1 .str. 83-100.
49. SULLIVAN, P. E., PORTNEY L. G., Elektromyographic aktivity of shoulder muscles during unilateral upper extremity proprioceptive neuromuscular

- facilitation patterns. *Physical Therapy*. 1980. č. 60. Dostupné z: <http://physther.net/content/60/3/283.full.pdf>
50. SURBURG, P., SCHRADER J., Proprioceptive neuromuscular facilitation technice in sports medicine:a reassessment. *Journal of Athletic Training*. 1997. č. 32. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1319233/pdf/jathtrain00013-0036.pdf>
51. TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu. VII. Řetězení a viscerovertebrální vztahy*. Praha, 2009. 92 s. ISBN 978-80-254-3963-0.
52. TICHÝ, M. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2000. 94 s. ISBN 80-7254-022-X
53. VALDAL, V., et al. a pilot study on the effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on gait, *Physical Therapy*. 2009, č. 84, Dostupné z:
54. VAŘEKA, I. Posturalni stabilita (I.část) Terminologie a biomechanicke principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002. 9(4): 115-121
55. VAŘEKA, I. Posturalni stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002. 9(4): 122-129
56. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vydání. Praha: Triton, 2006. 375s. ISBN 80-7254-837-9107
57. VÉLE, F., ČUMPELIK, J., PAVLŮ, D. Uvaha nad problemem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001. 3: 103-105
58. VÉLE, F., *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. ... s. ISBN 80-7169-256-5
59. VOSS, D. E., IONTA, M. K., MYERS, B. J. *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques*. Lippincot: Williams and Wilkins, 1985. 370 s. ISBN 0-06-142595-8
60. WATKINS, J., *Structure and fiction of the musculosceletar system*. Champain: Human Kinetics Publishers. 367 s. ISBN 0-88011-686-2
61. WINTER, D. A., *Biomechanics and motor kontrol of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons. 2005. ISBN 0-471-44989-X

## Seznam použitých tabulek

Tabulka 1 Hodnoty MVC Proband 1 .....	40
Tabulka 2 Hodnoty MVC Proband 2 .....	40
Tabulka 3 Hodnoty MVC Proband 3 .....	41
Tabulka 4 Hodnoty MVC Proband 4 .....	41
Tabulka 5 Hodnoty MVC Proband 5 .....	41
Tabulka 6 Hodnoty MVC Proband 6 .....	41
Tabulka 7 Hodnoty MVC Proband 7 .....	42
Tabulka 8 Musculus quadratus lumborum_Proband 1 .....	42
Tabulka 9 Musculus obliquus internus abdominis_Proband 1 .....	43
Tabulka 10 Musculus rectus abdominis_Proband 1 .....	43
Tabulka 11 Musculus obliquus externus abdominis_Proband 1.....	43
Tabulka 12 Kokontrakční index_Proband 1 .....	43
Tabulka 13 Souhrnné výsledky Proband 1 .....	44
Tabulka 14 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 2.....	45
Tabulka 15 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 2 .....	45
Tabulka 16 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 2.....	45
Tabulka 17 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 2.....	46
Tabulka 18 Kokontrakční index_Proband 2 .....	46
Tabulka 19 Souhrnné výsledky_Proband 2 .....	46
Tabulka 20 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 3.....	47
Tabulka 21 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 3 .....	47
Tabulka 22 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 3.....	48
Tabulka 23 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 3.....	48
Tabulka 24 Kokontrakční index_Proband 3 .....	48
Tabulka 25 Souhrnné výsledky_Proband 3 .....	49
Tabulka 26 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 4.....	50
Tabulka 27 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 4 .....	50
Tabulka 28 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 4.....	50
Tabulka 29 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 4.....	51
Tabulka 30 Kokontrakční index_Proband 4 .....	51
Tabulka 31 Souhrnné výsledky_Proband 4 .....	51
Tabulka 32 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 5.....	52

Tabulka 33 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 5 .....	52
Tabulka 34 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 5.....	53
Tabulka 35 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 5.....	53
Tabulka 36 Kokontrakční index_Proband 5 .....	53
Tabulka 37 Souhrnné výsledky_Proband 5 .....	54
Tabulka 38 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 6.....	55
Tabulka 39 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 6 .....	55
Tabulka 40 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 6.....	55
Tabulka 41 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 6.....	56
Tabulka 42 Kokontrakční index_Proband 6 .....	56
Tabulka 43 Souhrnné výsledky_Proband 6 .....	56
Tabulka 44 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 7.....	57
Tabulka 45 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 7 .....	58
Tabulka 46 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 7.....	58
Tabulka 47 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 7.....	58
Tabulka 48 Kokontrakční index_Proband 7 .....	58
Tabulka 49 Souhrnné výsledky_Proband 7 .....	59
Tabulka 50 Souhrnné výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 1-7...	60
Tabulka 51 Výsledky musculua obliquus internus abdominis_Proband 1-7.....	61
Tabulka 52 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 1-7 .....	61
Tabulka 53 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 1-7 .....	62
Tabulka 54 Kokontrakční index Q.L./O.E.A._Proband 1-7 .....	62
Tabulka 55 Kokontrakční index Q.L./O.I.A._Proband 1-7 .....	63
Tabulka 56 Kokontrakční index O.I.A./O.E.A_Proband 1-7.....	63

## **Seznam použitých obrázků**

Obrázek 1 Grafické znázornění souhrnných výsledků u probanda 1 .....	44
Obrázek 2 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 2 .....	47
Obrázek 3 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 4 .....	52
Obrázek 4 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 5 .....	54
Obrázek 5 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 6 .....	57
Obrázek 6 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 7 .....	59

## **Seznam příloh**

Příloha 1 – Rozhodnutí etické komise UK FTVS

Příloha 2 – Informovaný souhlas

## Příloha 1 – Vyjádření etické komise UK FTVS

## Příloha 2

### **Informovaný souhlas**

V souladu se zákonem O péči a zdraví lidu (§ 27b odst. 2 zákona č. 20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žádám o souhlas s účastí na experimentální studii s názvem **Rytmická stabilizace a její srovnání s technikou prováděnou v praxi** a s uveřejněním výsledků experimentu v rámci diplomové práce na FTVS UK. Osobní data v této studii nebudou uvedena.

Cílem výzkumu je ohodnotit efekt dvou zvolených stabilizačních technik na stabilitu segmentu. Toto hodnocení bude prováděno pomocí elektromyografu (EMG). Předpokládaná doba vyšetření bude 30 minut. V průběhu experimentu nebudou použité žádné invazivní metody.

Svým podpisem stvrzuji, že jsem byl/a dostatečným způsobem informován/a o významu a rozsahu experimentu. Přečetl/a jsem si a pochopil/a jsem text informovaného souhlasu, na všechny mé otázky bylo odpověděno srozumitelně a v mnou žádaném rozsahu. Beru na vědomí, že moje data budou zpracována anonymně a údaje o mé osobě budou důvěrně uchovány. Současně si vyhrazuji právo kdykoli od souhlasu odstoupit.

Jméno probanda:.....

Podpis probanda:.....

Datum:..... Podpis osoby, která provedla poučení:.....