

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**Fakulta tělesné výchovy a sportu**

Katedra fyzioterapie

**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.

-----  
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 rytmické stabilizace a technice využívané v praxi – technice „postrků“.

**Metody:** Jedná se o 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 pravém boku nedochází ke zvětšené elektrické aktivitě všech požadovaných svalů, tedy svalů zapojených do PNF diagonál. Předpoklad zvýšené míry aktivace při technice rytmické stabilizace dle Kabata nebyl potvrzen. Elektromyografická aktivita m. rectus abdominis byla zjištěna dominantním a statisticky významným výsledkem při technice „postrků“, můžeme tedy potvrdit, že se rectus abdominis techniky rytmické stabilizace neúčastní, naopak, že se spolehlivě zapojí při technice „postrků“.

**Klíčová slova:** elektromyografie, pánev, PNF, povrchová elektromyografie, propioceptivní neuromuskulární facilitace, rytmická 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 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.

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

# Obsah

1	Úvod.....	9
2	Teoretická východiska .....	10
2.1	Pánev jako funkční celek .....	10
2.2	Funkční charakteristika vybraných svalů .....	13
2.2.1	Kineziologie vybraných svalů .....	14
2.3	Vztahy mezi vybranými svaly a stabilizací pánve.....	15
2.4	Stabilita na posturální úrovni.....	18
2.5	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace.....	20
2.5.1	Teoretické zdůvodnění metody.....	20
2.5.2	Principy PNF.....	21
2.5.3	Facilitační mechanismy .....	21
2.5.4	Techniky .....	22
2.6	Rytmická stabilizace .....	23
2.7	Postrky .....	24
2.8	Elektromyografie .....	26
2.8.1	Svalová kontrakce z pohledu neurofyziologie.....	26
2.8.2	EMG.....	27
2.8.3	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
5	Výsledky .....	40
5.1	Stanovení MVC .....	40
5.2	Porovnání aktivity sledovaných svalů z pohledu probandů.....	43
5.3	Souhrnné výsledky všech probandů .....	64
6	Diskuze .....	69
6.1	Výsledky experimentu .....	69
7	Závěr .....	73
	Seznam použitých tabulek .....	80

## Seznam použitých zkratek

$\mu$ V – mikrovolt

AP – akční potenciál

AVR - average rectified value (průměr rektifikovaných hodnot)

Ca – calcium

EMG – elektromyograf

K – kalium

m. – musculus (sval)

mA – miliampér

Mg – magnesium

ms - milisekunda

MVC – maximal voluntary contraction (mavimální volní kontrakce)

mVs – milivoltsekunda

Na – natrium

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

SIAS – spina iliaca anterior superior

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 navíc plnit i podmínky přímého zapojení v rámci PNF (proprioceptivní neuromuskulární facilitace) diagonál. Zvolenými svaly jsou m. quadratus lumborum, m. obliquus internus a externus abdominis 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, a to z toho důvodu, že 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 schopny 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, a to v oblasti zachování stability segmentu, a podrobit ji kritickému zhodnocení.

## 2 Teoretická východiska

### 2.1 Pánev jako funkční celek

Pánev je nosná konstrukce páteře, která 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, 2009a).

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

Pánevní pletenec je z funkčního hlediska orgán zajišťující pevnou a stabilní, avšak mírně pružící bázi, pro flexibilní páteř. Pánevní kosti se vzájemně spojují vpředu poměrně pružnou symfýzou, vzadu jsou skloubeny sakroiliakálním (sakroilickým) skloubením s kostí křížovou. Sakroilická skloubení umožňuje nepatrný rozsah pohybu nutačního charakteru (Véle, 1997).

Sakroiliakální skloubení spolu se symfýzou umožňuje určitou pohyblivost, zato zaručuje 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, 2009a, Tichý 2009).

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. Jeho velikost činí asi 40 stupňů (Véle, 2006).

Při stoji je pánev naklopená dopředu, a to v úhlu, jehož velikost se mění podle postoje člověka. 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, a postavení páteře včetně křížové kosti, která je součástí pánve (Tichý, 2009).

Toto lze považovat za vztah zpětnovazebný. Břišní i zádové svaly jsou zapojeny do svalových řetězců, které probíhají celým tělem. V této situaci může převažovat aktivita flexorů nebo extenzorů, čímž vznikají flekční nebo extenční patologické řetězce, které pak naruší vzájemnou svalovou 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, 2009b).

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, 2009b).

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

Z funkčního hlediska pohyb v pánvi reprezentuje především pohyb v sakroiliakálním kloubu, a to zejména charakteru nutace a kontranutace. 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 rotují 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. Jedná se o vertikalizaci sacra nebo také o jeho extenzi (Neumann, 2002).

Při kontranutaci se lopaty os ilium oddalují, zato se přibližují tuberositas ossis ischii (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, 2002).

Sestupné síly gravitace, podmiňované vahou těla, procházejí skrz bederní obratle k myšlené spojnici mezi středy SI kloubů. Vzestupná síla je reprezentovaná tlakem hlavice femuru do acetabula. Společně s pákou podmiňují nutační pohyb v sakroiliakálním kloubu, přičemž anteriorní pohyb křížové kosti zajišťuje váhová složka, posteriorní pohyb zase tlak femuru do acetabula. 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 a statické pohyby mezi pánví a páteří, jakými jsou sezení a stání. Dynamické pohyby zajišťuje svalově vazivová složka (Neumann, 2002; Bogduk, 2005).

Z vazivových struktur se významně podílí ligamentum sacrotuberale a ligamentum sacroiliacale. Vlákná ligamenta sacroiliacale se při nutaci povolují, při kontranutaci zase napínají. Jejich klidové napětí, nikoli laxnost, anebo hypertonus, vyvolávají kompresi kloubních ploch, a tedy jejich stabilitu (Neumann, 2002).

Spolu s ligamenty tuto funkci plní i některé svaly dolního trupu a dolních končetin. Jejich aktivita je nutná k udržení stability při rychlejších pohybech. Stabilizační funkce takových svalů je závislá na jejich úponu v thorakolumbální fascii anebo na sacrotuberálním a sakroiliakálním vazu. 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. Jejich stabilizační funkci jsou s to splnit pouze na základě splnění podmínek jistých předpokladů - (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 (Hamill & Knutzen, 1995).

Příkladem takové svalové interakce je následující situace. Zvětšené napětí nebo jen aktuální kontrakce m. erector spinae rotují kost křížovou dopředu, jejich funkční antagonisty rectus abdominis a také m. biceps femoris nastolí rotaci os ilium dorsálně. Biceps femoris prostřednictvím svého úponu navíc zvýší napětí ligamenta

sacrotuberale. Dalšími faktory, které se podílejí na lokální stabilitě sacroiliakálního skloubení, je kontrakce svalů latissimus dorsi, oblique internus abdominis a transversus abdominis, které toto umožňují svými úpony na thorakolumbální fascii. Zejména ty svaly, které jsou uloženy horizontálněji – internal oblique a m. transversus abdominis, zlepšují stabilitu SI skloubení zvýšením komprese os ilium směrem ke kosti křížové. Nedostatečná kloubní stabilita sacroiliakálního skloubení vede k jeho laxnosti až hypermobilitě, která vede k bolestivým stavům (Neumann, 2002).

Kapandji popsal také omezení nutačního a kontranutacího 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 složku pohybu v oblasti pánve představuje symfýza, která je tvořena hyalinní chrupavkou. Chrupavka 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. Spolu se sakroiliakálními klouby absorbuje zátěž procházející pánví ať z dolní anebo horní poloviny těla. Za normálních okolností je stabilita sakroilického skloubení výsledkem ligamentózní podpory pubické symfýzy a interoseálních vazů, které jsou uloženy dorsálně za sakroiliakálním skloubením. 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. Tato situace se u žen mění velmi záhy a to s hormonálními změnami, které s sebou přináší menstruace a těhotenství (Watkins, 2010).

## **2.2 Funkční charakteristika vybraných svalů**

V této kapitole se zabývám charakteristikou svalů zapojených na elektromyografu v rámci experimentu. Těmi 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, 2010).

### 2.2.1 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 páteře, dochází k izometrické kontrakci břišních svalů (zejména m. transversus abdominis). Pokud se do této souhry zapojí i erector trunci, stlačuje se trup zepředu i zezadu a podporuje se tím 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).

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).

*M. obliquus externus abdominis* je nej povrchovější sval laterální břišní stěny. Je funkčním synergistou m. rectus abdominis, tzn. že je kontralaterální rotátor. Na rozdíl od ostatních břišních svalů se neupíná k thorakolumbální fascii, ale k crista iliaca (Kapandji, 2007; 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 orgánu. Při pohybu trupu se účastní flexe a ipsilaterální rotace (Kapandji, 2007; 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 paravertebrálními svaly. Jejich dostatečné klidové napětí a trénovanost může napomáhat při výdechu proti odporu. Takto mohou působit preventivně proti protruzi disku díky odlehčení axiálního tlaku na intervertebrální ploténky a to mechanismem posílení transverzospinálního systému (Véle, 2006).

Při unilaterální akci dochází k flexi trupu s rotací. Při této činnosti 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 jmenovaných svalů pomáhá stabilizovat trup v sagitální rovině (Neumann, 2010).

*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 akci 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, 2002).

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, 2002).

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, jenž je nezbytný pro přesné řízení stupně expirace nutné k řeči a například zpěvu (Richardson et al., 2004; Dylevský, 2009a).

### **2.3 Vztahy mezi vybranými svaly a stabilizací pánve**

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, kterými 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 plnící protektivní funkci pro nervové struktury, které v podstatě obklopuje (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Stabilizaci axiálního systému včetně pánve zajišťuje správná svalová síla. Ačkoli vazivový aparát hraje ve věci stabilizace velkou roli, není tak zásadní jako svalová synergie, rozsah a timing jejich sil. Stabilizační funkce těla je podrobována vnějším silám, 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 této stresové situaci bývá doprovázena

balančním pohybem horních i dolních končetin. Ideálně však probíhá na úrovni intersegmentální, v oblasti intervertebrálního spojení (Neumann, 2002).

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

První zmiňovaná, intersegmentální vnitřní stabilizace je reprezentována relativně krátkými svaly z transverzospinálního a intersegmentálního systému. 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 a za respektování podmínky, že v případě, že jistý úsek svou polohu stabilizuje, jiným nebrání svou polohu účelově měnit (Neumann, 2002; Véle et al., 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 dolními končetinami. Tyto svaly vytváří dlouhou pevnou linii mezi lebkou a dolními končetinami. Správné klidové napětí břišních svalů pomáhá stabilizovat pánev proti vlivu z extenzoru páteře. Pokud dojde ke stavu správné stabilizace, pak síly, procházející napříč trupem jsou účinně tlumeny a vstřebávány sakroiliakálním skloubením (Neumann, 2002).

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 sektorovou stabilitu. Jejím principem je 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, 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 vzdálená pevná místa (puncta fixa). Mezi tímto spojením je vložen pohyblivý segment – punctum mobile, jehož polohu dynamicky fixuje a vyvažuje napětí a tah obou svalů. Vzájemnou fyzikální nebo funkční vazbou několika svalů nebo celých smyček, které 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 - jeho (1) stabilizaci a (2) pohyb. Stabilizační složka pohybu předchází, ale také jej i doprovází; stává se 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).

Hides et al. (1996) do tohoto systému právem řadí i m. multifidus (Hides, Richardson & Jull, 1996).

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

Mají totiž velmi krátká vlákna a ty jsou odpovědná 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).

Ve snaze pojem stabilizace jaksi sjednotit, vytvořil Panjabi (1992a) teorii systému složeného ze tří podsystémů. Pokud tyto systémy pracují ve vzájemné

spolupráci, dosáhnou dostatečné stability páteře. 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 méně závažné, jako například reflexní změna ve svalu, která, pokud je podrobena autoreparačním mechanismům organismu, sama zmizí a funkce konkrétního svalu se znormalizuje (Panjabi, 1992ab).

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 vyprázdí, vznikají bolestivé syndromy, např. v bederní části páteře (Panjabi, 1992b).

## **2.4 Stabilita 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, avšak 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 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 jeho stín (Kolář, 2001; Véle 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, 2002a).

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 svalové – 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 ve strukturální poruchu (Kolář, 2001, Vařeka, 2002b).

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 reakci na pohyb se významně uplatňuje posturální reaktibilita (3), která se podílí zejména na vyrovnání 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 ovšem není 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. 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, Vařeka, 2002b).

## 2.5 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

### 2.5.1 Teoretické zdůvodnění metody

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

Stimulaci motorických neuronů napomáhají i eferentní impulsy z vyšších mozkových center, které reagují na impulsy, co 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 zásady 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 et al., 2008; Pavlů, 2002; Kolář, 2001).

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

V průběhu diagonálního pohybu provedeného v plném rozsahu, dochází buď k maximálnímu zkrácení svalových komponent (výsledný vzorec nazýváme agonistický), anebo k maximálnímu protažení svalových skupin, označovanému 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 et al., 1985).

### 2.5.2 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 et al., 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 et al., 2008, Valdal et al., 2009).

Metodika PNF je založena na základě Sherringtonova principu následné indukce, kterou definoval Sherrington v roce 1961 (Adler et al., 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 facilitačních technik charakteru zvratu agonistů (Richter & Hebgen, 2009).

### 2.5.3 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 facilitační se prokázalo protažení rotačních svalových skupin (Adler et al., 2001). Kabat byl přesvědčen, že protažení svalu je prvek, který uvede do kontrakce i velmi slabé svaly (Pavlů, 2002).

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 et al., 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 poruše držení (Voss et al., 1985).

Toho se účinně využívá při snaze nastolit antagonistickou svalovou kontrakci, podmíněnou snahou udržet polohu segmentu ve snaze ho stabilizovat. Publikace zdůrazňují vliv neovlivnitelných faktorů, jakými je 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 et al., 2008; Holubářová & Pavlů, 2007).

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

Stimulace kloubních receptorů 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 et al., 2008).

#### **2.5.4 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 et al., 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 et al., 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 et al., 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 kontrakce antagonisty, a to jak kontrakce 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 et al., 2008).

Techniky zvratu fáze pohybu reprezentují techniky (a) Pomalý zvrát, (b) Pomalý zvrát – výdrž, (c) Rychlý zvrát a (d) Rytmičká 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.

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 at' lokálního, tak generalizovaného nebo omezená pohyblivost v kloubu (Adler et al., 2008; Holubářová & Pavlů, 2007; Voss et al., 1985).

## **2.6 Rytmičká stabilizace**

Rytmičká stabilizace je současná statická práce oslabených agonistů se statickou prací silnějších antagonistů za účelem stabilizace kloubního postavení (Pavlů, 2002), zvýšení aktivního i pasivního rozsahu pohybu a snížení lokální bolestivosti (Adler et al., 2000).

Rytmická stabilizace jak bylo uvedeno výše, se využívá jako technika relaxační i posilovací. Jako (1) posilovací technika spočívá v izotonické kontrakci vzorce agonistického i antagonistického vzorce proti vhodně zvolenému odporu, jejímž výsledkem je kokontrakce agonisticko - antagonistické svalové skupiny. Stabilizace je ukončena odporem izometrické kontrakce 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, 2002).

## **2.7 Postrky**

Pod pojmem „postrk“ se neskrývá autorizovaná technika, je to pouze pojem popisující mechanismus, kterým se na klinických pracovištích běžně vykonává stabilizace. Terapeut při nich strká do pacienta ve snaze jej vychýlit z rovnováhy. Princip této techniky spočívá ve střídání kontrakce a dekontrakce antagonistů a podmínky stabilizace tím teoreticky nesplňuje. Na rozdíl od rytmičké stabilizace, která při správném provedení slibuje izometrickou kontrakci všech pohybových komponent pohybu, „postrky“, jak vyplývá z principu provedení techniky, dává příležitost ke krátké izotonii. Izotonie zpravidla nastává v době změny manuálního kontaktu. Při technice rytmičké stabilizace ke změně manuálního kontaktu nedochází.

Postrky se dají vést všemi směry a vykonávají se prakticky ve všech polohách těla – vleže na bocích, kleku, sedu i stojí. Hojně se využívají při tréninku rovnovážných reakcí v rámci metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové, kde se užívají zejména pro gradaci náročnosti některých statických poloh, jakož i poloh na labilních plochách.



V rámci experimentu jsou snímanými takové svaly, které se účastní pánevních PNF vzorců. 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 dolních končetin, nýbrž plní podobnou funkci jako páteř (Adler et al., 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 et al., 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 et al., 2008).

## 2.8 Elektromyografie

### 2.8.1 Svalová kontrakce z pohledu neurofyzologie

Motorická jednotka je tvořená různým počtem svalových vláken, která však přísluší jednomu alfa motoneuronu. Jedná se o funkční jednotku svalové činnosti a je složena z motoneuronu v předním rohu míšním, terminálního intramuskulárního axonálního větvení, nervosvalové ploténky a svalového vlákna (Dylevský, 2009b; Véle 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 organizují a končí buď na facilitačních, 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, impulz 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 ovládní, mají motorické jednotky řídící několik stovek motorických vláken (Kittnar et al., 2011).

V průběhu svalové kontrakce dochází k časoprostorové aktivaci motorických jednotek (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 et al., 2011).

Dochází – li ke zvyšování volní kontrakce, dochází i k časové a prostorové sumaci motorických jednotek. Časová sumace vede ke zvyšování frekvence pálení

motorických jednotek z původních 4 – 5 Hz až k frekvenci zhruba 50 Hz; prostorová sumace pomáhá k náboru dosud neaktivovaných motorických jednotek s vyšším prahem dráždivosti (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 způsobí, že tyto receptory otevírají přímo iontové kanálky pro ionty  $\text{Na}^+$  a nepřímo (způsobené průměrem ionotropního kanálu) pro 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 kalciotropinový 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 aktinomyozinu. Zvyšuje se napětí a vzniká izometrická kontrakce (Bartůňková, 2006; Kittnar et al., 2011).

Při anizometrické kontrakci je třeba dodání energie ve formě ATP a je třeba přítomnosti  $\text{Mg}^{++}$ . 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 et al., 2011).

## 2.8.2 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 (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 ze sEMG je začátek, trvání a velikost této elektrické aktivity a to, zda byl sval během testování aktivní (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 z 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, které jsou snímány současně na obou elektrodách, které mají uměle vytvořený původ (Rash, 2002).

Další variantou je snímání *multielektrodami*, při kterém se používají tři aktivní elektrody a jedna zemnicí. Jedná se 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 Lucy má být aktivní elektroda umístěna nad aktivní části nervu či svalu, která produkuje elektrické změny. V případě sEMG mezi motorickým bodem a úponem svalu, anebo 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 důležité, 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 na výsledné kvalitě signálu hraje 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 (Čemusová, Pavlů & Pánek, 2009) nebo taky surový (Krobot & Kolářová, 2011) a takový signál musí být převeden do tzv. diskrétního signálu, tedy digitalizovaného výsledného signálu (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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“ (Čemusová, Pavlů & Pánek, 2009).

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

### 2.8.3 Analýza signálu

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

**Spektrální frekvenční analýza** zjišťuje složení frekvenčních komponent ve výsledné křivce (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 (Čemusová, Pavlů & Pánek, 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 měření 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 je milivoltsekunda (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 na určitý podnět (Rodová, Mayer & Janura, 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 zrektifikovaného 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 anebo 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 práce je zhodnotit vliv techniky rytmické stabilizace dle Kabata a techniky „postrků“, jakož i zhodnotit vliv těchto technik na svalovou kokontrakci.

#### **3.1.2 Hypotézy**

**Hypotéza 1:** Elektromyografická aktivita m. quadratus lumborum sinister, m. obliquus internus abdominis sinister a m. obliquus externus abdominis bude vyšší při technice rytmické stabilizace než při technice „postrků“.

**Hypotéza 2:** Elektromyografická aktivita m. rectus abdominis sinister bude vyšší při technice „postrků“.

**Hypotéza 3:** Kokontrakce antagonistů bude při technice rytmické stabilizace vyšší než při technice „postrků“.

## 4 Metodika výzkumu

Experimentální studie zaměřená na komparaci dvou technik s cílem zhodnotit a srovnat elektromyografickou aktivitu *m. quadratus lumborum*, *obliquus internus et externus* a *rectus abdominis* a ohodnotit ko-kontrakční stupeň přímých antagonistů. Na experimentu se podílela skupina 7 osob, mužů i žen ve věku 24 – 27 let, znalých techniky PNF. Experimentu se zúčastnili dobrovolně a před samotným provedením byli seznámeni s průběhem testu a podepsali informovaný souhlas. Jedná se o zdravý vzorek 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.

### **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 originálního softwaru MyoResearch XP od firmy Noraxon.

### **Lokalizace elektrod**

Záznam svalové aktivity byl snímán pomocí čtyř párů bipolárních povrchových elektrod kruhového tvaru a jednou elektrodou zemnicí, která byla umístěna na dorsum ruky. Protože se jedná o polohy vycházející z metodiky propioceptivní neuromuskulární facilitace 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. Takovými svaly budou *m. quadratus lumborum*, *obliquus internus et externus* a *rectus abdominis*.

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

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

*m. rectus abdominis sinister* – elektrody umísťujeme dva centimetry laterálně a kraniálně od pupku.

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

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

### **Provedení experimentu**

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., 2004).

Testování pro *m. quadratus lumborum* probíhalo vleže na nevyšetřovaném boku. Odpor terapeuta byl kladen proti elevaci pánve směrem posteriorní elevace.

Testy břišních svalů jsem prováděla 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.

Měření předmětu experimentu probíhalo v poloze popsané autory metodiky PNF pro stabilizaci v lehu na boku (poloha A) – vleže na pravém boku, hlava v nulovém postavení, pravá horní končetina ve střední poloze 2. diagonály flekčního vzorce s flexí lokte, levá horní končetina zaujímá horní postavení 1. diagonály flekčního vzorce s flexí lokte. Dolní končetiny v addukci a extenzi v ose trupu. Manuální kontakt terapeuta je na posterolaterální straně hlavy vpravo a na horním okraji pánve antero-posteriorně (Holubářová & Pavlů, 2012). Z popisu metody rytmické stabilizace dle Kabata vyplývá, že nesmí docházet k žádnému, ani minimálnímu pohybu v žádném ze segmentů. Terapeut tedy probanda instruuje pokynem „nedovolte mi pohnout hlavou ani pánví žádným směrem“ a provádí rytmickou stabilizaci. Při těchto pokynech a současném odporu dochází ke kokontrakci svalstva všemi směry.

Po dvou minutové pauze provádí techniku „postrků“, která spočívá ve vychylování těla probanda „en block“ ve stejné výchozí poloze dopředu a dozadu. Výchozí poloha se liší pouze polohou hlavy, která spočívá na spodní horní končetině. Manuální kontakty terapeuta jsou na přední levé straně horní části hrudníku a druhou rukou na levé přední horní spině při „postrku“ celým tělem dozadu a na lopatce a na

zadní horní spině pánve při „postrku“ dopředu. Terapeut při postrcích dává pokyn „nedovolte mi pohnout hlavou ani pánví žádným směrem“.

### **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 snímání 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.

### **Stanovení MVC**

Hodnota MVC bude platit jako referenční hodnota (100%), ke které bude později normalizovaná EMG křivka z jednotlivých stabilizačních technik. Ze záznamu upraveného tak, jak bylo popsáno výše, byly manuálně vybrány tři minimálně tři sekundy dlouhé peaky. Tyto budou podrobeny protokolu „Average Activation“. Výsledek bude odpovídat průměrné hodnotě nejvyšší možné individuální svalové aktivity konkrétního svalu v průběhu izometrické kontrakce.

### **Normalizovaná hodnota**

K hodnocení elektromyografické aktivity snímaných svalů byla použita průměrná hodnota amplitudy, která hodnotí míru elektrické aktivity jednotlivých svalů. Stupeň svalové aktivity byl normalizován 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 a každá byla normalizovaná k MVC a dále zhodnocena protokolem „Average Activation“.

Tímto procesem 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. Výsledky jsou vyjádřeny v mikrovoltech a jsou převáděny na procenta, abychom hodnotu normalizovali vzhledem k referenční hodnotě, která představuje 100%. Statistickou významnost získaných dat ověříme vypočítáním dvouvýběrového T – testu. V případě statisticky významného výsledku je hodnota T- testu  $p < 0,05$ . Pro zhodnocení kooperace mezi antagonistickými svaly, použijeme ko-kontrakční stupeň. Ko-kontrakční stupeň je definován jako simultánní aktivita antagonistických svalů a vypočítáme ho z normalizované hodnoty integrovaného elektromyografického signálu pro každý sval (Pavlů et al. 2012) dle vzorce: méně aktivní sval/více aktivní sval x (součet normalizovaných hodnot obou svalů) (Rudolph, 2000).

Jeho hodnocení odpovídá logické podstatě hodnoceného – je – li aktivita svalů, které zohledňujeme vyšší, měl by být i vyšší ko-kontrakční index. Pro lepší stanovení míry koordinace při PNF technikách stanovujeme ko-kontrakční index mezi všemi svaly, které se zapojují při PNF diagonálách a jsou vzájemní přímí antagonisté - 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 dvouminutovou pauzou mezi nimi. Byla hodnocena velikost elektrické aktivity pomocí průměrné hodnoty amplitudy pro jednotlivé druhy stabilizace 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 průměrné hodnoty amplitudy během MVC a tyto byly použity jako stoprocentní referenční hodnoty. Hodnoty jsou zaneseny do tabulek (Tabulka 1 – 7).

#### Proband 1

Tabulka 1 Hodnoty MVC Proband 1

Sledovaný sval	Normalizovaná hodnota [ $\mu\text{V}$ ]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	97,20
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	34,20
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	15,20
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	19,30

#### Proband 2

Tabulka 2 Hodnoty MVC Proband 2

Sledovaný sval	Normalizovaná hodnota [ $\mu\text{V}$ ]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	47,00
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	113,00
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	66,40
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	46,70



### Proband 3

Tabulka 3 Hodnoty MVC Proband 3

Sledovaný sval	Normalizovaná hodnota [ $\mu$ V]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	36,00
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	61,60
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	20,80
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	29,80

### Proband 4

Tabulka 4 Hodnoty MVC Proband 4

Sledovaný sval	Normalizovaná hodnota [ $\mu$ V]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	32,10
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	75,80
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	31,20
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	77,60

### Proband 5

Tabulka 5 Hodnoty MVC Proband 5

Sledovaný sval	Normalizovaná hodnota [ $\mu$ V]
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	198,00
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	114,00
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	116,00
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	53,80

## Proband 6

Tabulka 6 Hodnoty MVC Proband 6

<b>Sledovaný sval</b>	<b>Normalizovaná hodnota [<math>\mu</math>V]</b>
<b>m. quadratus lumborum sin.</b>	34,90
<b>m. obliquus internus abdominis sin.</b>	43,60
<b>m. rectus abdominis sin.</b>	13,40
<b>m. obliquus externus abdominis dx.</b>	16,10

## Proband 7

Tabulka 7 Hodnoty MVC Proband 7

<b>Sledovaný sval</b>	<b>Normalizovaná hodnota [<math>\mu</math>V]</b>
<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

### Proband 1

#### Musculus quadratus lumborum sinister

Tabulka 8 zobrazuje elektromyografickou aktivitu musculus quadratus lumborum. Ten vykazuje u prvního probanda větší aktivitu při provádění rytmické stabilizace (26,13 %) dle PNF, než při provádění „postrků“ (13,58 %) (viz tabulka 8).

Tabulka 8 Musculus quadratus lumborum\_Proband 1

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 1	25,40	26,13%	13,20	13,58	12,55

#### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Tento sval je dominantně zapojen do diagonál PNF poměrem 19,80 % ku 17,82 %; s rozdílem 1,82%. Normalizované hodnoty a jejich porovnání vzhledem k referenční hodnotě 100 % MVC jsou zaneseny do tabulky 9.

Tabulka 9 Musculus obliquus internus abdominis\_Proband 1

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

#### Musculus rectus abdominis sinister

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

Tabulka 10 Musculus rectus abdominis\_Proband 1

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

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

Elektromyografická aktivita m. obliquus externus abdominis je vyšší při technice rytmické stabilizace (45,45 %). Při technice „postrků“ je hodnota 42,60 %. Normalizované hodnoty zobrazuje 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

### **Ko-kontrakční index proband 1**

Svalová kokontrakce, která je zásadní pro stabilizaci segmentu stanovená mezi přímými antagonisty – m. quadratus lumborum sinister a m. obliquus externus abdominis dexter a mezi oběma zapojenými šikmými břišními svaly – m. obliquus internus abdominis sinister a obliquus externus abdominis dexter. Tato vykazuje větší hodnotu v případě rytmické stabilizace a k lepší kokontrakci tedy dochází při této technice.

**Tabulka 12 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.\_Proband 1**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	11	8

**Tabulka 13 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.\_Proband 1**

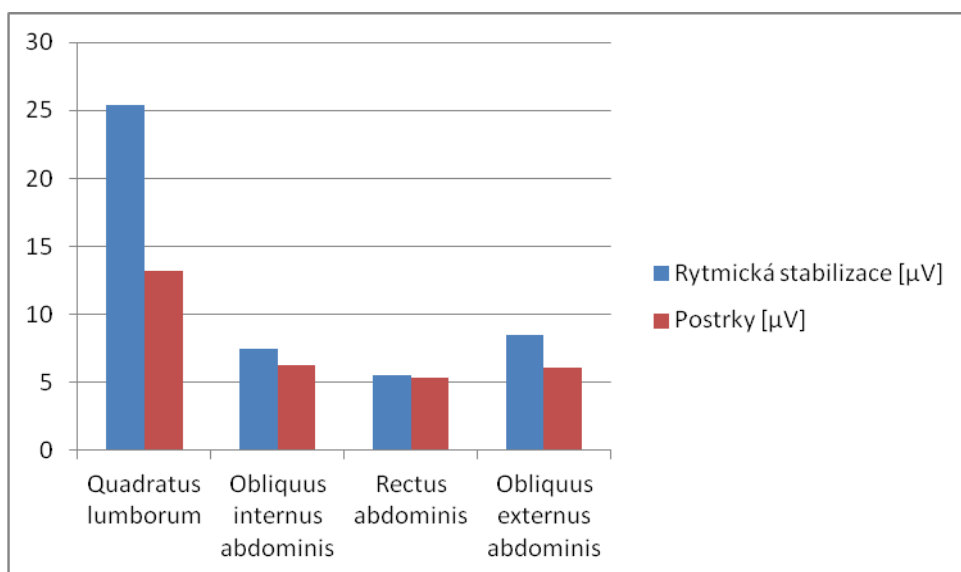
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 1</b>	13	12

## 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 14 a graf č. 1.

Tabulka 14 Souhrnné výsledky Proband 1

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



Obrázek 1 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 1

## Proband 2

### Musculus quadratus lumborum sinister

Hodnota elektrické aktivity při „postrcích“ (81,91 %) je u tohoto svalu 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 15.

Tabulka 15 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 2

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

### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Větší aktivitu opět prokázala technika „postrků“. Technika „postrků“ (74,34 %) však dominantně převyšuje techniku rytmické stabilizace (53,98 %) – o 20,36 % (viz tabulka 16).

Tabulka 16 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 2

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

### Musculus rectus abdominis

U svalu rectus abdominis sice dochází ke zvýšené aktivitě při technice „postrků“ (38,25 %). Rytmická stabilizace byla úspěšná na 15,96 % oproti technice „postrků“, která vykazovala úspěšnost až 38,25 %, rozdíl mezi technikami činil 22,29 %. Tyto hodnoty souhrnně zobrazuje tabulka 17.

Tabulka 17 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 2

m. rectus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 2	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 aktivitu při technice „postrků“, o 23,34 %. Technika rytmické stabilizace dosáhla hodnoty 70,24 %, technika „postrků“ dosáhla hodnoty 93,58 %. Tyto výsledky jsou zobrazeny v tabulce č. 18.

**Tabulka 18 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 2**

<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 2</b>	32,80	70,24	43,70	93,58	-23,34

### **Ko-kontrakční index proband 2**

V případě probanda 2 je ko-kontrakční index menší při technice rytmické stabilizace dle PNF, jak dokládají tabulky č. 19 a 20.

**Tabulka 19 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A. \_\_Proband 2**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./ O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 2</b>	58	72

**Tabulka 20 Ko-kontrakční index O. I. A/O. E. A. \_\_Proband 2**

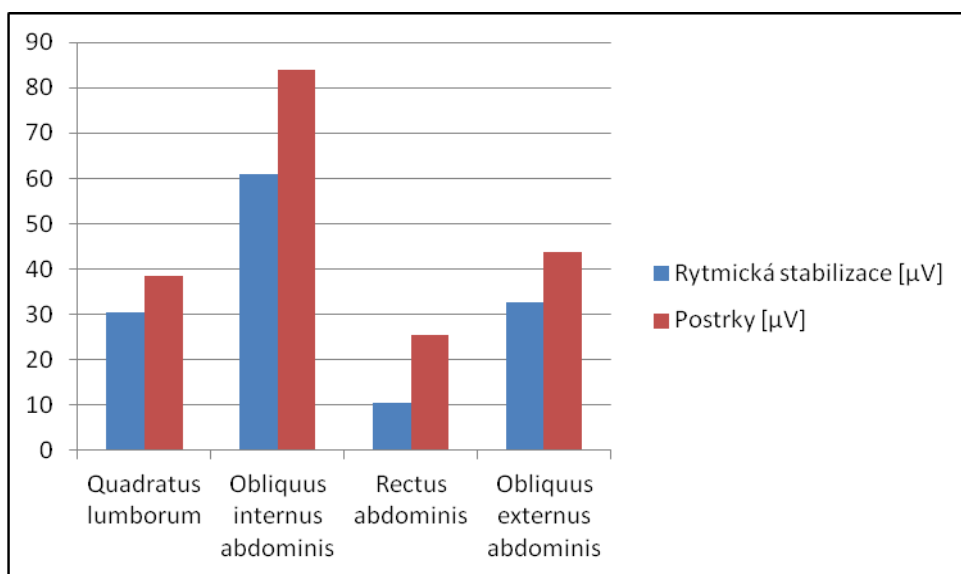
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 2</b>	50	66

## Souhrnné výsledky proband 2

U probanda 2 byly všechny svaly zaktivovány víc při technice „postrků“, technika rytmické stabilizace v tomto případě neměla dominantní vliv na elektromyografickou aktivitu jednotlivých svalů ani jednou (viz tabulka 21). Tento stav je znázorněn i graficky v grafu č. 2.

Tabulka 21 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



### 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. 22.

Tabulka 22 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 3

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

#### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Vnitřní šikmý sval vykazuje při „postrcích“ aktivitu až 95,29 %, zatímco při rytmické 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. 23).

Tabulka 23 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 3

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

#### Musculus rectus abdominis sinister

Aktivita musculus rectus abdominis je u rytmické stabilizace 36,54% a u „postrků“ 47,69 %. Hodnoty elektrické aktivity při technikách stabilizace a jejich vzájemný rozdíl dokládá tabulka č. 24.

Tabulka 24 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 aktivitu vykazuje tento sval opět při technice „postrků“, a to víc než 60 % MVC. Elektrická aktivita při stabilizaci je 54 % MVC (viz Tabulka č. 25).

**Tabulka 25 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 3**

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

### **Ko-kontrakční index proband 3**

Kokontrakce svalů quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter je nižší při technice rytmické stabilizace (Tabulka č. 26).

Ko-kontrakční index mezi šikmými břišními svaly je vyšší pro techniku rytmické stabilizace dle Kabata (Tabulka č. 27).

**Tabulka 26 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A. \_\_Proband 3**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 3</b>	27	31

**Tabulka 27 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A. \_\_Proband 3**

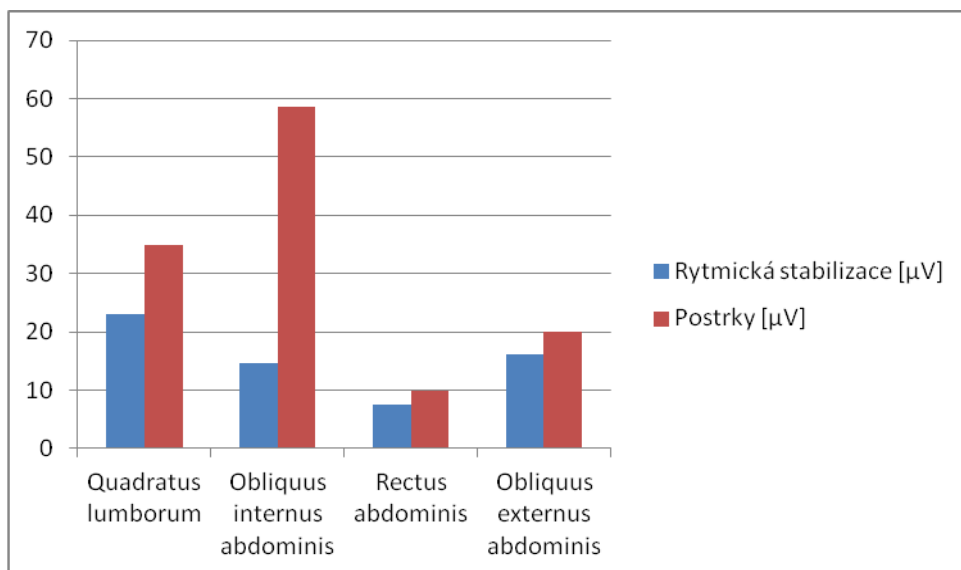
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 3</b>	27	26

### Souhrnné výsledky proband 3

U všech snímaných svalů dochází k větší aktivitě při technice „postrků“. Výsledky elektrické aktivity všech svalů probanda 3 ukazuje tabulka č. 28. Grafické znázornění graf č. 3.

Tabulka 28 Souhrnné výsledky\_Proband 3

Proband 3	Quadratus lumborum	Obliquus internus abdominis	Rectus abdominis	Obliquus externus abdominis
Rytmická stabilizace [ $\mu\text{V}$ ]	23,00	14,60	7,60	16,10
Postrky [ $\mu\text{V}$ ]	35,00	58,70	9,92	20,00



Obrázek 3 Grafické znázornění souhrnných výsledků\_Proband 3

## Proband 4

### Musculus quadratus lumborum sinister

Míra aktivace m. quadratus lumborum při technice rytmické stabilizace dosahovala až 98,13 %, oproti 36,76 % MVC aktivovaných při technice „postrků“. Rozdíl mezi těmito dvěma parametry je až 61,37 % (viz Tabulka č. 29).

Tabulka 29 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 při technice rytmické stabilizace převyšují techniku „postrků“ 31,13 % ku 26,12 % MVC a rozdíl činí 5,01 %. Tyto výsledky jsou zobrazeny v tabulce č. 30.

Tabulka 30 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 elektromyografické aktivity 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. 31).

Tabulka 31 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. 32).

**Tabulka 32 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 4**

<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 4</b>	46,40	59,79	33,20	42,78	17,01

### **Ko-kontrakční index**

U probanda č. 4 dosahuje ko-kontrakční index mezi svaly quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter vyšších hodnot při technice rytmické stabilizace než u techniky „postrků“ (viz Tabulka č. 33).

Stejnou tendenci vykazuje výsledek kokontrakce mezi m. obliquus internus abdominis sinister a obliquus externus abdominis dexter (Tabulka č. 34).

**Tabulka 33 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.\_Proband 4**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 4</b>	52	15

**Tabulka 34 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.\_Proband 4**

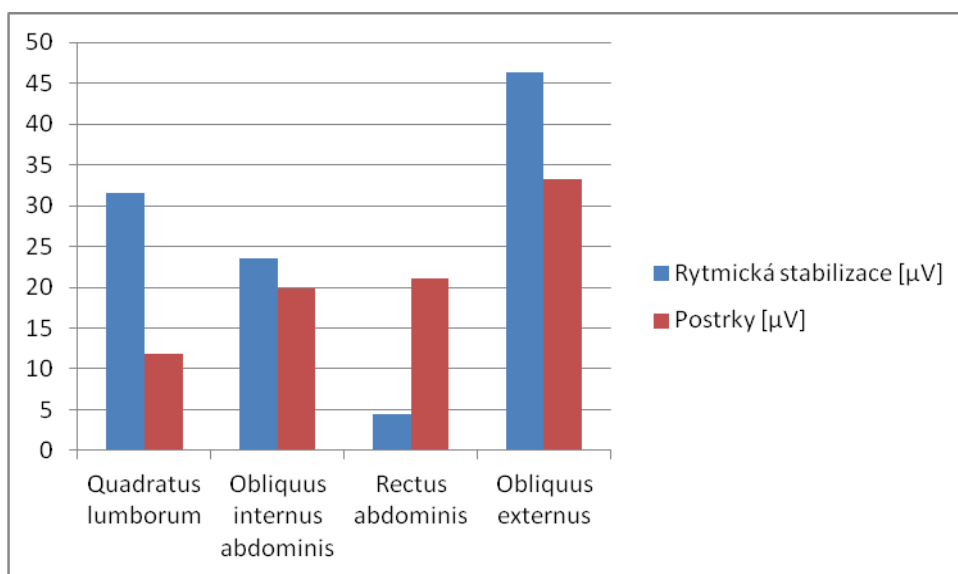
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 4</b>	35	31

#### Souhrnné výsledky proband 4

Z hlediska velikosti elektromyografické aktivity dosahuje m. quadratus lumborum probanda 4 nejvyšší aktivity ze všech probandů, a to 98 % MVC. Výsledky všech snímaných svalů zobrazuje tabulka č. 35 a jsou graficky znázorněny v obrázku č. 4.

Tabulka 35 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

## Proband 5

### Musculus quadratus lumborum sinister

Hodnoty míry aktivity pro rytmickou stabilizaci byly 11,77 %MVC, pro „postrky“ byly výsledky 5,61 % MVC. Rozdíl činí 6,16 % (viz Tabulka č. 36).

Tabulka 36 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 5

m. quadratus lumborum	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%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 hodnot 16,58 % MVC, „postrky“ ovšem 15,53 % MVC (viz Tabulka č. 37).

Tabulka 37 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 5

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 5	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. 38.

Tabulka 38 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 5

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

### **Musculus obliquus externus abdominis**

Rytmická stabilizace dosáhla 70,63 % vůči MVC, technika „postrků“ o něco menší aktivace, 69,52 % MVC (viz Tabulka č. 39).

**Tabulka 39 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

### **Ko-kontrakční index**

Ko-kontrakční index svalů quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter i pro dvojici svalů obliquus internus abdominis sinister a obliquus externus abdominis dexter je u probanda 5 vyšší, a tedy příznivější pro techniku rytmičké stabilizace, výsledky dokládají tabulky č. 40 a 41.

**Tabulka 40 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.\_Proband 5**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 5</b>	27	15

**Tabulka 41 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.\_Proband 5**

<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 5</b>	28	26

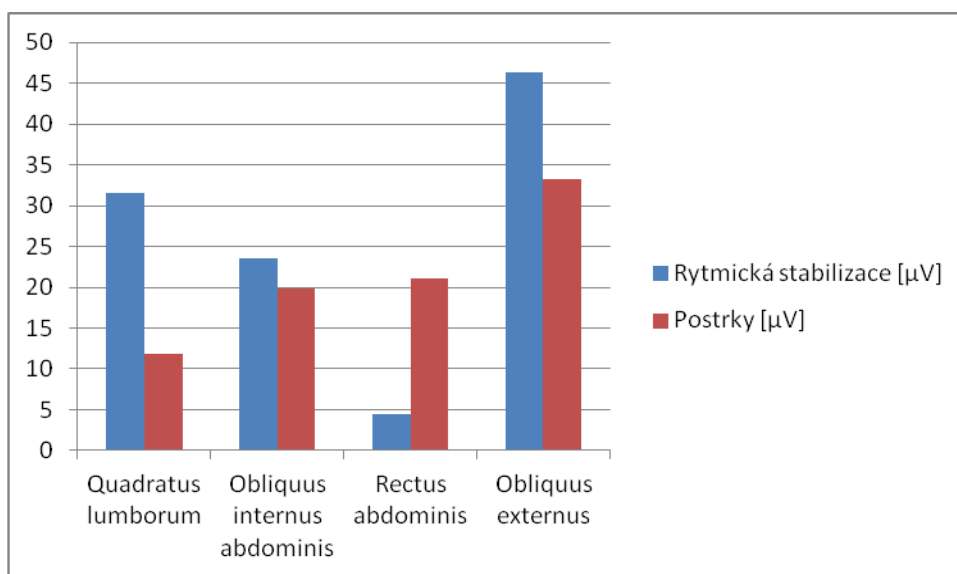


## Souhrnné výsledky proband 5

Výsledné normalizované hodnoty jsou příznivější pro techniku rytmické stabilizace než pro techniku „postrků“ v případě svalů quadratus lumborum a šikmých svalů. U svalu rectus abdominis jednoznačně dominuje technika „postrků“. Výsledky jsou zobrazeny v tabulce č. 42 a v grafu č. 5.

Tabulka 42 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

## Proband 6

### Musculus quadratus lumborum sinister

Elektrická aktivita 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. 43).

Tabulka 43 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 6

m. quadratus lumborum	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. Při technice rytmičké stabilizace byla aktivace 39,68 % MVC (Tabulka č. 44).

Tabulka 44 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 6

m. obliquus internus abdominis	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 se zapojil dominantně při technice „postrků“, a to 97 % MVC. Při technice rytmičké stabilizace byla aktivace svalu 74, 63 %. Výsledky zobrazuje tabulka č. 45.

Tabulka 45 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 6

m. rectus abdominis	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, výsledky zobrazuje tabulka č. 46.

**Tabulka 46 Výsledky musculus obliquus externus abdominis\_Proband 6**

<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 6</b>	15,70	97,51	14,00	86,96	10,55

### **Ko-kontrakční index**

Vyšší míru kokontrakce vykazují obě skupiny svalů při technice rytmické stabilizace (viz Tabulka č. 47 a 48).

**Tabulka 47 Ko-kontrakční index Q. L./ O. E. A.\_Proband 6**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./ O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 6</b>	24	20

**Tabulka 48 Ko-kontrakční index O. I. A./ O. E. A.\_Proband 6**

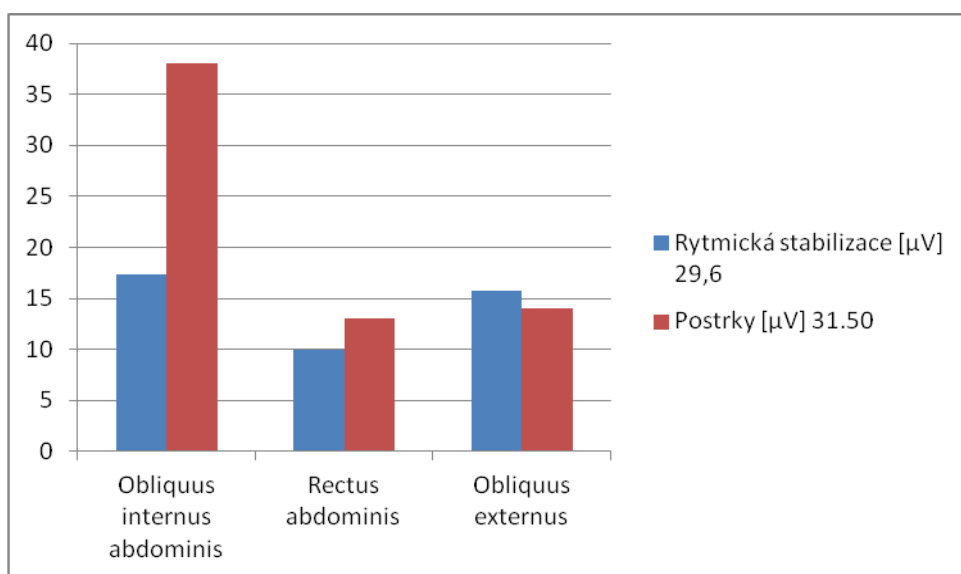
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./ O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 6</b>	29	19

## Souhrnné výsledky proband 6

Při technice PNF dochází ke zvýšené aktivitě jen v případě m. obliquus externus abdominis, zbývající svaly nabyly větší aktivace při technice „postrků“ (viz Tabulka č. 49). Vzájemné svalové vztahy jsou vyjádřeny i graficky v obrázku č. 6.

Tabulka 49 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

## Proband 7

### Musculus quadratus lumborum sinister

Aktivita při technice rytmické stabilizace je vyšší než při technice „postrků“. Technika rytmické stabilizace dovedla aktivovat 21,89 % z MVC svalu, technika „postrků“ vyvolala tuto aktivaci o 1,83 % nižší, tedy 20,06 % MVC (viz Tabulka 50).

Tabulka 50 Výsledky musculus quadratus lumborum\_Proband 7

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

### Musculus obliquus internus abdominis sinister

Hodnoty v tabulce č. 51 zobrazují, že aktivita při provádění techniky rytmické stabilizace dosáhla hodnot 16,47 %, technika „postrků“ 15,49 %.

Tabulka 51 Výsledky musculus obliquus internus abdominis\_Proband 7

m. obliquus internus abdominis	Rytmická stabilizace [ $\mu$ V]	%MVC	Postrky [ $\mu$ V]	%MVC	Rozdíl [%]
Proband 7	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. 52).

Tabulka 52 Výsledky musculus rectus abdominis\_Proband 7

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

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

Technika rytmické stabilizace byla v aktivaci tohoto svalu úspěšnější o 12,44 % MVC. Výsledky normalizovaných hodnot dokládá tabulka č. 53.

**Tabulka 53 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

### **Ko-kontrakční index**

U probanda 7 dochází k příznivějšímu ko-kontrakčnímu indexu u obou skupin svalů při technice rytmické stabilizace. Výsledky jsou zobrazeny v tabulkách č. 54 a 55.

**Tabulka 54 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.\_Proband 7**

<b>Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 7</b>	33	32

**Tabulka 55 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.\_Proband 7**

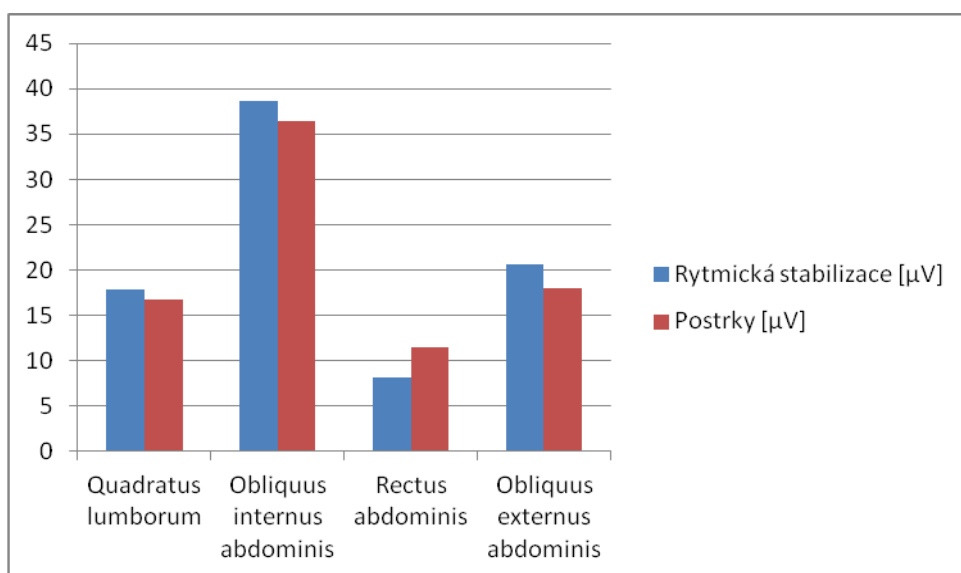
<b>Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.</b>	<b>Rytmická stabilizace</b>	<b>Postrky</b>
<b>Proband 7</b>	31	26

## 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. 56 a graf č. 7.

Tabulka 56 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

### 5.3 Souhrnné výsledky všech probandů

Výsledky elektrické aktivity a jejich interindividuální srovnání, zobrazují tabulky č. 57, 58, 59 a 60. Hodnoty vyjádřené v mikrovoltech znázorňují normalizovanou hodnotu při technice rytmické stabilizace a technice „postrků“. Tyto naznačují značnou variabilitu, proto jsou pro účely paušalizování zprůměrovány a statisticky vyhodnoceny pomocí t–testu. T–test je statisticky významný při hodnotě  $p < 0,05$ , jinak se výsledky nedají považovat za statisticky hodnotné, a tudíž za validní.

#### Musculus quadratus lumborum sinister

Průměr normalizovaných hodnot u svalu quadratus lumborum je vyšší u techniky rytmické stabilizace než u techniky „postrků“. Hodnota t–testu nenaznačuje statistickou významnost. Výsledky shrnuje tabulka č. 57.

Tabulka 57 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 menší hodnoty elektrické aktivity u rytmické stabilizace než u techniky „postrků“. Hodnota t–testu je vyšší než hodnota, která by potvrdovala statistickou významnost výsledků. Výsledky shrnuje tabulka č. 58.

Tabulka 58 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>	<b>25,93</b>	<b>37,27</b>
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	<b>-11,34</b>	
<b>T - test</b>	<b>0,15</b>	

## Musculus rectus abdominis sinister

Sval rectus abdominis, který se diagonál PNF v ideálním případě neúčastní, a normalizované hodnoty jednotlivých probandů toto potvrzují. Dokonce hodnota t–testu je nejbližší hodnotě odpovídající statistické významnosti výsledků (viz Tabulka č. 59).

Tabulka 59 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>	<b>8,30</b>	<b>14,41</b>
<b>Rozdíl průměrných hodnot</b>	<b>-6,11</b>	
<b>T - test</b>	<b>0,049</b>	

## **Musculus obliquus externus abdominis dexter**

Normalizované hodnoty aktivace m. obliquus externus abdominis dexter naznačují větší elektromyografickou aktivitu při technice rytmické stabilizace. Výsledná hodnota t-testu není statisticky hodnotná (viz Tabulka č. 60).

**Tabulka 60 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	

## Ko-kontrakční index

Míra svalové kooperace pomocí ko-kontrakčního indexu byla stanovována mezi přímými antagonisty. Ze snímaných svalů jsou to dvě dvojice svalů. První dvojici tvoří m. quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter (Q. L./O. E. A.), druhou m. obliquus externus abdominis dexter a m. obliquus internus abdominis sinister (O. E. A./O. I. A.).

Výsledky ko-kontrakčních indexů u dvojice svalů quadratus lumborum sinister a obliquus externus abdominis dexter jsou průměrně vyšší u techniky rytmické stabilizace. Hodnota t-testu nenaznačuje, že by šlo o statisticky významný rozdíl. Výsledky kokontrakce normalizovaných hodnot zobrazuje tabulka č. 61.

**Tabulka 61 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	

Ko-kontrakční 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 62.

**Tabulka 62 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

Cílem experimentu bylo zhodnotit vliv techniky rytmické stabilizace a techniky „postrků“ na stabilitu segmentu. Vliv rytmické stabilizace na stabilitu avizují autoři metodiky jako dominantní efekt této techniky. Technika „postrků“ se v praxi využívá k nacvičení rovnovážných reakcí v labilní poloze těla, například na úsečích. Snímané svaly v průběhu experimentu vykazovaly zvýšenou aktivaci při technice rytmické stabilizace, ovšem žádný z těchto svalů neprokázal, že by k této aktivaci snad docházelo paušálně.

### 6.1 Výsledky experimentu

Vliv rytmické stabilizace na stabilitu potvrzují novější studie. Rytmická stabilizace 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). Ti zaměřili svoji studii na klinicky velmi významný symptom – bolesti bederní části páteře u žen. Velkou skupinu žen rozdělili 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 neověřovali primárně EMG (uvádí pouze, že bylo provedeno kontrolní měření), ovšem stabilizačními testy. Výsledky 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 & Kellis, 2006). Stejní autoři dokládají ve svých studiích vliv rytmické stabilizace dle Kabata na ústup bolestivosti bederní části páteře. Ve studii z roku 2008 poukazují na to, že rytmická stabilizace se projevila jako úspěšnější v symptomatologické léčbě bolestí bederní části páteře než TENS proudy (Kofolis & Kellis, 2008).

Ve studii Andersena et al., která srovnávala vliv silového analytického posilování

a neuromuskulárních technik (které zastupovala technika rytmické stabilizace) bylo zjištěno, že rytmická stabilizace nemá, ve srovnání s analytickými metodami, velký vliv na posílení struktur v okolí kloubu, ale její vliv na stabilitu kloubu potvrzuje (Andersen et al., 2006). Také studie Huo et al. (2010) došel ve své studii k závěru prokazatelného účinku rytmické stabilizace na stabilitu segmentu.

Výsledky našeho experimentu naznačují, že technika „postrků“ se navzdory našim předpokladům ukazuje ve věci stabilizace minimálně stejně úspěšná jako technika rytmické stabilizace. V úvahách jsme předpokládali, že k tomuto nedojde, neboť při technice „postrků“ by nemělo docházet ke svalové synergii mezi antagonisty, a tím by nebyly splněny podmínky stabilizace. Normalizované hodnoty při technice „postrků“ by tedy neměly být vyšší než při rytmické stabilizaci, a to hlavně u svalů, které jsou obsaženy v diagonálách dle PNF. Ze snímaných svalů se tedy jedná o m. quadratus lumborum sinister, m. obliquus internus abdominis sinister a m. obliquus externus abdominis dexter. U svalu obliquus internus abdominis sinister je situace naprosto opačná. Normalizované hodnoty vykazují dominantní aktivaci při technice „postrků“ u většiny probandů. U ostatních jmenovaných svalů je sice vyšší hodnota aktivace při technice rytmické stabilizace, ale u žádného z nich nedochází ke statisticky signifikantnímu rozdílu. Ke zvýšené aktivaci svalu obliquus internus abdominis sinister dochází při technice „postrků“, přestože je součástí skupiny svalů, které jsou aktivní při technice rytmické stabilizace. K tomuto mohlo dojít vlivem manuálního kontaktu terapeutky, který spočíval právě na svalu a touto cestou tedy mohlo docházet k facilitaci.

Hypotézu č. 1 tedy nemůže považovat za potvrzenou, neboť v případě m. obliquus internus abdominis je situace naprosto opačná a u zbývajících dvou svalů (m. quadratus lumborum sinister a m. obliquus externus abdominis dexter) sice dochází ke zvýšené aktivaci, ale výsledky neplní požadavek statistické významnosti, hodnoty t-testu jsou příliš vysoké.

Jiná situace nastává u svalu rectus abdominis sinister. Tento sval není do PNF diagonál zapojen a při rytmické stabilizaci by neměl být zaktivován. Uvažovali jsme o něm jako o svalu, který se dominantně zapojí při technice „postrků“. Výsledky experimentu tuto tezi potvrzují dokonce statisticky signifikantním t-testem, jehož hodnota je 0,049, tedy těsně na hranici významnosti. Přesto lze potvrdit, že se m. rectus abdominis techniky rytmické stabilizace neúčastní, zato se spolehlivě zapojuje při technice „postrků“. Z uvedeného není možno spolehlivě říct, zda při technice „postrků“ dochází ke stabilizaci, neboť není možné údaj svalové aktivace m. rectus abdominis s ničím porovnat. Jelikož se v případě „postrků“ nejedná o autorizovanou techniku, nebyla předmětem zkoumání žádných experimentů a její vliv na proces stabilizace není možno vypátrat. Víme pouze, že autoři metodik, které techniku „postrků“ aplikují (např. Janda a Vávrová v rámci metodiky senzomotorické stimulace),

ji využívají k nácviku rovnovážných reakcí např. na balančních plošinách. My jsme tento pojem použili jako přesný popis toho, co se pokládá za stabilizaci na klinických pracovištích. Hypotéza číslo 2 tedy potvrzená je, aktivace m. rectus abdominis je při technice „postrků“ vyšší.

Hypotéza číslo 3 předpokládala zvýšení ko-kontrakčního indexu v případě techniky PNF. Při technice „postrků“ se tento fenomén objevovat neměl, neboť bylo předpokládáno, že při ní ke svalové synergii nedochází, zatímco svalová koordinace je autory metodiky PNF avizována jako jeden z hlavních efektů této techniky. Kokontrakce svalů, které obklopují kloub, je nutná k nastolení kloubní stabilizace. Efekt svalové koaktivace na stabilizaci kloubu vzrůstá, pokud se zvyšuje i rozsah pohybu v daném kloubu. Rytmická stabilizace se může provádět v jakékoli poloze kloubu, i té krajní. Z tohoto pohledu se jeví jako ideální k nastolení stabilizace. Ranější studie Portney a Sullivan (1980), která se zaměřovala na svaly horní končetiny v průběhu PNF vzorců, neprokázala uspokojivý efekt této techniky na kokontrakci. Zatímco Luis et al. (1990) ve své studii, která zkoumala rozdílný vliv PNF technik na rozvoj síly segmentu, potvrdila, že facilitace vzniklá recipročně, nastoluje svalovou koaktivaci, a tím i splňuje podmínky pro stabilizaci. Ve studii Mitchell et al. (2009) je podrobena zkoumání technika PNF z pohledu jejího základního principu, kterým je Sherringtonův princip následné indukce. Výsledkem jeho experimentu byl jednoznačný závěr, že následná indukce a reciproční inervace dosahují nejlepších podmínek pro svalovou kokontrakci, tedy stabilizaci.

Výsledky našeho experimentu výše zmíněné nemohou potvrdit. Výsledky kokontrakčního indexu mezi dvěma skupinami přímých antagonistů, které zároveň plnily podmínku spolupráce v rámci PNF diagonál, nejsou přesvědčivé. Svalové páry sice vykazují tendenci ke zvýšené kokontrakci v průběhu rytmičké stabilizace, ale výsledky statistické významnosti se ani neblíží hladině významnosti. Pro svalový pár m. quadratus lumborum sinister a m. obliquus externus dexter je hodnota T – testu 0, 78 a pro m. obliquus internus abdominis sinister a m. obliquus externus abdominis dexter vyšel t–test 0, 76. Vzhledem k tomu, že oba svaly z každého páru jsou přímí antagonisté a PNF technika předpokládá, že by jejich kooperace měla být dominantní, byla jejich aktivace očekávána vyšší. Hypotéza číslo 3 tedy potvrzená nebyla.

Dostupná literatura poukazuje na to, že rytmičká stabilizace je primárně mnohem více využívána k svalovému tréninku zejména ve sportu (Shimura a Kasai, 2002).

Vliv rytmické stabilizace na stabilitu segmentu, a mimo jiné i zvýšení síly, ovšem dokládají studie zabývající se jejím srovnáním s některou protahovací technikou. Tyto studie se shodují na vlivu rytmické stabilizace na stabilitu segmentu a poukazují na zlepšení hodových a odrazových funkcí končetin (Glasoe, Fisher & Murphy, 2004; Bello et al., 2009, Reinold et al., 2010; Surburg & Schrader, 1997).



## 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. 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 velikosti elektromyografické aktivity, ani z hlediska svalové 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. vyd. Berlin: Springer, 2008. 310 s. ISBN 978-3-540-73901-2.
2. AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 7. vyd. Praha: Galén, 2011. 351 s. ISBN 978-80-7262-707-3.
3. ANDERSEN, L. L. et al. Neuromuscular activation in conventional therapeutic excercises and heavy resistance excercises: Implications for rehabilitation. *Physical therapy*. 2006, 86(5): 683-697. ISSN 0031-9023.
4. BARTŮŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesného cvičení*. Praha: Karolinum, 2010. 286 s. ISBN 978-8-024-618-173.
5. BASMAJIAN, J. V., DELUCA C. J. Muscles Alive. *Proceedings of the royal society of medicine*. 1985, 278(8), 126. ISSN 0035-9157.
6. BELLO, M., et al. Rhythmic stabilization versus conventional passive stretching to prevent injuries in indoor soccer athletes: A controlled clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2011, 15(3), 380-383. ISSN 1360-8592.
7. BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica*. 1989, 60, 1-54. ISSN 1745-3682.
8. BOGDUK, N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2005. 250 s. ISBN 0-443-10119-1.
9. BOHANNON, R., W., GIBSON, D. F., LARKIN, P. Effect of resisted knee flexion on knee extension torque. *Physical therapy*. 1986, 66(8), 1239-1241. ISSN 0031-9023.
10. ČEMUSOVÁ, J., LOUČKOVÁ, J., PAVLŮ, D., PÁNEK, D. Analýza stupně dynamické kokontrakce vybraných svalů horní končetiny při cvičení s vibrační činkou. *Rehabilitácia*. 2012, 49(1), 47-54. ISSN 0375-0922.
11. ČEMUSOVÁ, J., PAVLŮ, D., PÁNEK, D. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, 16(4), 177-180. ISSN 1211-2658.
12. ČIHÁK, R., *Anatomie I*. 2. vyd., Praha: Grada Publishing, 2001. 552 s. ISBN 80-7169-970-5.
13. DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997, 13, 135-163. ISSN 0021-9290.
14. DE LUCA, C. J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*. 1993, 16(2), 210-216. ISSN 1097-4598.

15. DE LUCA, C. J., ERIM, Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of neurophysiology*. 2002, 87(4), 2200-2204. ISSN 0022-3077.
16. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. 102 s. ISBN 80-7013-208-6.
17. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomi*. Praha: Grada Publishing, 2009a. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
18. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009b. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
19. ENOKA, R. M., *Neuromechanics of human movement*. 4. vyd., Champaign: Human Kinetics, 2002. 556 s. ISBN 0-7360-0251-0.
20. GIBBONS, S., COMERFORD, M. J. Strength versus stability part 1; concept and terms. *Orthopaedic Division Review*. 2001, 43(1), 21-27.
21. GLASOE, W., FISHER, Ch., MURTHY, D. Treatment protocol for an acute large rotator cuff repair. *Physiotherapy*. 2004, 90(4), 217-220. ISSN 0031-9406.
22. HAMILL, J., KNUTZEN, K. *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1995. 470 s. ISBN 978-06-830-38-637.
23. HIDES, J., RICHARDSON, C., JULL, G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*. 1996, 21(23), 2763-2769. ISSN 1528-1159.
24. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*, Praha: Karolinum, 2007. 116 s. ISBN 978-80-246-1294.
25. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace 2. část*, Praha: Karolinum, 2012. 116 s. ISBN 978-80-246-21586.
26. HOMOLA, J. et al. Multi-analyte surface plasmon resonance biosensing. *Methods*. 2005, 37(1), 26-36. ISSN 1046-2023.
27. HUO, M. et al. Influence on Probe Reaction Time of Rhythmic Stabilization during Sitting. *Journal of Physical Therapy Science*. 2010, 22(4), 443-445. ISSN 0915-5287.
28. JANDA, V. et al. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, 2004. 344 s. ISBN 978-80-247-0722-8.
29. JANDA, V., VÉLE, F., POLÁKOVÁ, Z., *Funkce hybného systému: Fysiologie a patofysiologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*, Praha: SZdN, 1966.

30. KAPANDJI, A. I. *Physiology of the joints: lower limb*. 6. vyd., Edinburgh: Churchill Livingstone, 2007. 361 s. ISBN 978-0-443-10350-6.
31. KITTNAR, O. et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2011. 800 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
32. KNOTT, M., VOSS, D. E. *Proprioceptive neuromuscular facilitation*. 2. Vydání. New York: Harper and Row, Publishers, 1968. 225 s. ISBN 0-06-142595-8.
33. 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, 86(7), 1001-1012. ISSN 0031-9023.
34. KOFOTOLIS, N., KELLIS, E. VLACHOPOULOS, S. Sequentially allocated clinical trial of rhythmic stabilization exercises and TENS in women with chronic low back pain. *Clinical Rehabilitation*. 2008, 22(2), 99-111. ISSN 0923-0211.
35. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
36. 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.
37. LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998. 427 s. ISBN 0-88011-756-7.
38. LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
39. LOUIS R., et al. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990, 22(1), 106. ISSN 0195-9131.
40. MERLETTI, R., PARKER, P. *Electromyography: physiology, Engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004. 477 s. ISBN 0-471-67580-6.
41. MITCHELL, U. H., et al. Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. *Journal of sport rehabilitation*. 2009, 18(3), 343. ISSN 1543-3072.

42. NEUMANN, D. A. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundation for rehabilitation*. Missouri: Mosby Elsevier. 2002. 597 s. ISBN 978-0-323-03989-5.
43. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M. Kompendium biomechanika [online]. 2003 [cit. 2013-05-12]. 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).
44. PALMIERI – SMITH, R. M., et al. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *Journal of athletic training*. 2009, 44(3), 256. ISSN 1062-6050.
45. PANJABI, M. M. Clinical Spinal Instability and Low Back Pain. *Journal of Electromyography and Kineziology*, 2003, 13(5), 371-379. ISSN 1050-6411.
46. 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. ISSN 1536-0652.
47. 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. ISSN 1536-0652.
48. 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.
49. PFEIFFER, J., *Neurologie v rehabilitaci*. Praha: Grada Publishing, 2007. 352 s. ISBN 978-80-247-1135-5.
50. POOL-GOUDZWAARD A. L., et al. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Manual Therapy*. 1998, 3(1), 12-20. ISSN 1356-689X.
51. RASH, G. S. Electromyography Fundamentals [online]. 2002 [cit. 2013-03-24]. Dostupné z: <http://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/EMGfundamentalE.pdf>
52. REINOLD, M. M., GILL, T. J. Current concepts in the evaluation and treatment of the shoulder in overhead-throwing athletes, part 1: physical characteristics and clinical examination. *Sports Health A Multidisciplinary Approach*. 2010, 2(1), 39-50. ISSN 1941-7381.
53. RICHARDSON, C., HODGES, P., HIDES, J. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization*. Livingstone: Churchill, 2004. 280 s. ISBN 0-443-07293-0.

54. RICHTER, P., HEBGEN, E. U. *Trigger Points and Muscle Chains in Osteopathy*. Wernding: APPL, 2009. 230 s. ISBN 978-3-13-145051-7.
55. RODOVÁ, D., Mayer, M., Janura, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, 5(4), 173–177. ISSN 1211-2658.
56. RUDOLPH, K. S., AXE, M. J., SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2000, 8(5), 262-269. ISSN 1433-7347.
57. 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, 21(1), 101-113. ISSN 1872-7646.
58. SUCHOMEL, A. Současné přístupy k hodnocení tělesné zdatnosti u dětí a mládeže (Fitnessgram). *Česká kinantropologie*. 2003, 7(1), 83-100. ISSN 1211-9261.
59. SULLIVAN, P. E., PORTNEY L. G. Electromyographic activity of shoulder muscles during unilateral upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. *Physical Therapy*, 1980, 60(3), 283-288. ISSN 0031-9023.
60. SURBURG, P., SCHRADER J. Proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in sports medicine: a reassessment. *Journal of athletic training*, 1997, 32(1), 34. ISSN 1062-6050.
61. TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu II – Pánev*. Praha: Nakladatelství Miroslav Tichý, 2006. 123 s. ISBN 80-239-7742-3.
62. TICHÝ, M. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2009. 94 s. ISBN 80-7254-022-X.
63. VALDAL, V., et al. *A pilot study on the effect of proprioceptive neuromuscular facilitation of gait*, [online]. 2009, [cit. 2013-05-12]. Dostupné z: <http://www.ipnfa.org/download/PNF%20and%20Gait%20Pilot%20study%2009-1.pdf>.
64. VAŘEKA, I. Posturální stabilita: Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a. 9(4), 122-129. ISSN 1805-4552.
65. VAŘEKA, I. Posturální stabilita: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002b. 9(4), 115-121. ISSN 1805-4552.
66. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 376 s. ISBN 80-7254-837-9107.

67. VÉLE, F., ČUMPELIK, J., PAVLŮ, D. Uvaha nad problemem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, 16(3), 103-105. ISSN 1805-4552.
68. VÉLE, F., *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. 272 s.  
ISBN 80-7169-256-5.
69. VOSS, D. E., IONTA, M. K., MYERS, B. J. *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques*. Lippincot: Williams and Wilkins, 1985. 225 s. ISBN 0-06-142595-8.
70. WATKINS, J., *Structure and fiction of the musculoskeletal system*. Champaign: Human Kinetics Publishers. 2010. 408 s. ISBN 0-88011-686-2.
71. WINTER, D. A., *Biomechanics and motor kontrol of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons. 2005. 370 s. 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 .....	42
Tabulka 7 Hodnoty MVC Proband 7 .....	42
Tabulka 8 Musculus quadratus lumborum_Proband 1 .....	43
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.....	44
Tabulka 12 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A._Proband 1 .....	44
Tabulka 13 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A._Proband 1.....	44
Tabulka 14 Souhrnné výsledky Proband 1 .....	45
Tabulka 15 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 2.....	46
Tabulka 16 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 2 .....	46
Tabulka 17 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 2.....	46
Tabulka 18 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 2.....	47
Tabulka 19 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.__Proband 2 .....	47
Tabulka 20 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.__Proband 2.....	47
Tabulka 21 Souhrnné výsledky_Proband 2 .....	48
Tabulka 22 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 3.....	49
Tabulka 23 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 3 .....	49
Tabulka 24 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 3.....	49
Tabulka 25 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 3.....	50
Tabulka 26 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A.__Proband 3 .....	50
Tabulka 27 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A.__Proband 3.....	50
Tabulka 28 Souhrnné výsledky_Proband 3 .....	51
Tabulka 29 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 4.....	52
Tabulka 30 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 4 .....	52
Tabulka 31 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 4.....	52
Tabulka 32 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 4.....	53



Tabulka 33 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A._Proband 4 .....	53
Tabulka 34 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A._Proband 4.....	53
Tabulka 35 Souhrnné výsledky_Proband 4 .....	54
Tabulka 36 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 5.....	55
Tabulka 37 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 5 .....	55
Tabulka 38 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 5.....	55
Tabulka 39 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 5.....	56
Tabulka 40 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A._Proband 5 .....	56
Tabulka 41 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A._Proband 5.....	56
Tabulka 42 Souhrnné výsledky_Proband 5 .....	57
Tabulka 43 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 6.....	58
Tabulka 44 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 6 .....	58
Tabulka 45 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 6.....	58
Tabulka 46 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 6.....	59
Tabulka 47 Ko-kontrakční index Q. L./ O. E. A._Proband 6 .....	59
Tabulka 48 Ko-kontrakční index O. I. A./ O. E. A._Proband 6.....	59
Tabulka 49 Souhrnné výsledky_Proband 6 .....	60
Tabulka 50 Výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 7.....	61
Tabulka 51 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 7 .....	61
Tabulka 52 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 7.....	61
Tabulka 53 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 7.....	62
Tabulka 54 Ko-kontrakční index Q. L./O. E. A._Proband 7 .....	62
Tabulka 55 Ko-kontrakční index O. I. A./O. E. A._Proband 7.....	62
Tabulka 56 Souhrnné výsledky_Proband 7 .....	63
Tabulka 57 Souhrnné výsledky musculus quadratus lumborum_Proband 1-7... 64	
Tabulka 58 Výsledky musculus obliquus internus abdominis_Proband 1-7 .....	65
Tabulka 59 Výsledky musculus rectus abdominis_Proband 1-7 .....	65
Tabulka 60 Výsledky musculus obliquus externus abdominis_Proband 1-7 .....	66
Tabulka 61 Kokontrakční index Q.L./O.E.A._Proband 1-7 .....	67
Tabulka 62 Kokontrakční index O.I.A./O.E.A_Proband 1-7.....	68

## **Seznam použitých obrázků**

Obrázek 1 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 1 .....	45
Obrázek 2 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 2 .....	48
Obrázek 3 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 3 .....	51
Obrázek 4 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 4 .....	54
Obrázek 5 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 5 .....	57
Obrázek 6 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 6 .....	60
Obrázek 7 Grafické znázornění souhrnných výsledků_Proband 7 .....	63

## **Seznam příloh**

Příloha 1 – Rozhodnutí etické komise UK FTVS

Příloha 2 – Informovaný souhlas

## Příloha 1 – Vyjádření etické komise UK FTVS



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

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

**Forma projektu:** diplomová / bakalářská práce

**Autor** (hlavní řešitel): Klára Horáková

**Školitel** (v případě studentské práce): Mgr. Jiřina Holubářová

#### Popis projektu

Výzkum bude prováděn formou experimentální studie. Podstatou experimentu je porovnání dvou klinických přístupů ve věci stabilizace pánve a jejich ověření metodou snímání elektrické aktivity antagonistických svalových skupin pomocí elektromyografu. První z porovnávaných technik vychází z metodiky proprioceptivní neuromuskulární facilitace a dbá jejich zásad a principů, zatímco druhá technika vychází z klinických zkušeností, které ne vždy plní obecné podmínky stabilizace segmentu. Takto získané výsledky budou porovnány s hodnotou maximální volní kontrakce testovaných svalů. Cílem studie je tyto techniky porovnat a vyhodnotit vliv na stabilitu pomocí elektromyografu. Do studie bude zařazeno 7 probandů ve věkovém rozmezí 23 – 26 let.

#### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky

Testování proběhne v kineziologické laboratoři UK FTVS, pod vedením lékaře zkušeného v oblasti elektromyografické diagnostiky. Invazivní metody nebudou během výzkumu použity a rizika výzkumu jsou minimální.

#### Etické aspekty výzkumu

Zpracování a prezentace výsledků probíhá se souhlasem probandů anonymně s ohledem na zákon o utajování osobních údajů.

#### Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 28.3.2013

Podpis autora:

*KLÁRA HORÁKOVÁ*  
*4/13*

### Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Šlepička, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0103/2013

dne: 8.4.2013

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

*Bartůňková*  
podpis předsedy EK

## 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: -----

Podpis osoby, která provedla poučení:

Datum:

-----