

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra Fyzioterapie

**Porovnání aktivity agonistických a antagonistických svalů pomocí EMG při
odlišném provádění rytmické stabilizace u vybraného facilitačního vzorce**

Diplomová práce

Vedoucí práce:
Mgr. Jiřina Holubářová

Vypracovala:
Bc. Veronika Chlupáčová

Praha, duben 2007

ABSTRAKT

Název práce: Porovnání aktivity agonistických a antagonistických svalů pomocí EMG při odlišném provádění rytmické stabilizace u vybraného facilitačního vzorce.

Title: Comparison of agonistic and antagonistic muscles activity by means of EMG by different implementation of rhythmic stabilization at choice facilitation pattern.

Cíl práce: pomocí EMG měření porovnat přítomnost symetrické elektrické aktivity vybraných agonistických a antagonistických svalů horní končetiny při odlišném způsobu provedení rytmické stabilizace u I. diagonály HK flekčního vzorce PNF a určit způsob provedení rytmické stabilizace, který je charakterizován přítomností co nejvíce symetrické elektromyografické aktivity všech námi testovaných svalů, zúčastňujících se výše jmenovaného pohybového vzorce.

Metoda: Zkušená fyzioterapeutka provedla se 6 probandy tři způsoby provedení rytmické stabilizace a volní kokontrakci bez odporu u I. diagonály HK flekčního vzorce z PNF, během nichž byla elektromyograficky sledována aktivita vybraných agonistických a antagonistických svalů. Naměřené hodnoty byly zpracovány a dále porovnávány. Naše práce je zaměřena na přítomnost symetrické aktivity svalu v průběhu rytmické stabilizace, zda je tato symetrie ovlivněna způsobem provedení rytmické stabilizace.

Výsledky: Ukazují, že nejsymetričtější aktivitu měřených svalů vykazuje rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a současně distálně antagonistům. Velmi podobné výsledky a nevelké rozdíly v aktivitě svalů byly zjištěny u rytmické stabilizace, kdy je odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů a u volní kokontrakce bez odporu. Největší rozdíly v aktivitě svalů vykazuje rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

Klíčová slova: propioceptivní neuromuskulární facilitace, elektromyografie, m. deltoideus, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis, m. extensor carpi ulnaris.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

V Praze dne 21. března 2007



Bc. Veronika Chlupáčová

Ráda bych poděkovala Mgr. Jiřině Holubářové za odborné vedení, za praktické rady a podnětné připomínky a za její ochotu a vstřícnost. Dále děkuji MUDr. Davidu Pánkovi za odborné rady a pomoc při uskutečnění experimentu; a PhDr. Evě Tlapákové, CSc. za odborné rady při zpracování výsledků. Poděkování patří i všem probandům za účast v experimentu.

OBSAH

1. Úvod	7
2. Teoretická východiska	8
2.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace.....	8
2.1.1 Historie PNF.....	8
2.1.2 Definice PNF.....	10
2.1.3 Základní charakteristiky PNF.....	10
2.1.4 Facilitační mechanismy.....	13
2.1.5 Specifické techniky.....	18
2.1.6 Rytmická stabilizace.....	19
2.1.7 Pohybové vzorce pro horní končetinu.....	21
2.1.8 Optimální pohybové vzorce PNF pro testované svaly.....	30
2.2 Elektromyografie.....	31
2.2.1 Historie elektromyografie.....	31
2.2.2 Fyziologické základy elektrické aktivity svalu a EMG signálu.....	32
2.2.3 Snímání elektrických dějů.....	34
2.2.4 Elektromyografické metody.....	36
2.2.5 Povrchová elektromyografie.....	36
2.3 Anatomické a kineziologické aspekty.....	40
2.3.1 Kineziologie horní končetiny.....	40
2.3.2 Musculus deltoideus.....	40
2.3.3 Musculus biceps brachii.....	42
2.3.4 Musculus triceps brachii.....	44
2.3.5 Musculus flexor carpi radialis.....	46
2.3.6 Musculus extensor carpi ulnaris.....	48
3. Cíle práce	50
4. Hypotézy	51
5. Metodika výzkumu	52
5.1 Charakteristika souboru probandů.....	52
5.2 Nastavení experimentu.....	52

5.2.1 Technické zázemí.....	52
5.2.2 Lokalizace elektrod.....	52
5.2.3 Konstanty experimentu.....	54
5.2.4 Testy maximální volní kontrakce.....	54
5.3 Průběh experimentu.....	55
5.4 Zpracování záznamu.....	56
6. Výsledky.....	57
6.1 Výsledky měření u jednotlivých probandů.....	57
6.2 Výsledky měření u jednotlivých způsobů provedení rytmické stabilizace a u volní kokontrakce bez odporu.....	75
7. Diskuse.....	78
8. Závěr.....	80
9. Seznam použité literatury.....	82
10. Seznam použitých zkratek.....	87
11. Přílohy.....	88

1. Úvod

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace je komplexní rehabilitační metoda, která byla založena Dr. Kabatem společně s jeho spolupracovníci M. Knott a D. Voss na přelomu čtyřicátých a padesátých let minulého století. Zahrnuje posilovací a relaxační techniky. Jednou z velmi účinných posilovacích a zároveň relaxačních technik je rytmická stabilizace. Autoři PNF ji zprvu popsali tak, že se klade odpor rotačním složkám obou vzorců současně, přičemž ale nejsou opomenuty ostatní pohybové komponenty, které do příslušného vzorce patří. V následujícím vydání publikace těchto autorů je tato technika popsána tak, že je kladen odpor distálním pohybovým komponentám v jednom směru a současně proximálním pohybovým komponentám ve směru opačném. Odpor je opět kladen všem pohybovým komponentám, které do příslušného vzorce patří. Mezi fyzioterapeuty se však často objevuje odlišný způsob provedení rytmické stabilizace, kdy je kladen střídavý odpor agonistům a antagonistům. Tento způsob provedení považuji za nesprávný, protože odpor agonistům a antagonistům není kladen současně a jsou střídavě aktivní buď agonisté nebo antagonisté.

V této práci porovnááme aktivitu agonistických a antagonistických svalů horní končetiny při třech výše uvedených způsobech provádění rytmické stabilizace. Zvolen byl facilitační vzorec I. diagonály horní končetiny. Z objektivizačních metod jsme využili povrchovou elektromyografii, kterou lze zaznamenat elektrickou aktivitu svalu během izotonického pohybu, ale i při izometrické kontrakci. V našem experimentu jsme tak získali EMG záznam aktivity vybraných svalů, kterými byly antagonisté m. deltoideus pars anterior – m. deltoideus pars posterior, m. biceps brachii – m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis – m. extensor carpi ulnaris.

2. Teoretická východiska

2.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je metoda, která vychází z přirozených pohybů běžného života. Anatomicky čisté pohyby v praxi dle této metody neexistují, jsou totiž nepřirozené. V PNF se využívá sdružených (masových) pohybů. Tento pohyb vychází z předpokladu existence větších funkčních celků a z iradiace aktivity úměrně podle síly prováděného pohybu. Pohyb se děje proto obvykle v několika kloubech a rovinách současně. Má charakter diagonální a má v sobě i spirální složku. (13, 15)

2.1.1 Historie PNF

Proprioceptivní facilitační techniky a neuromuskulární rehabilitace byly první termíny, které se používaly k označení metody, později známé jako proprioceptivní neuromuskulární facilitace. (39)

Metoda PNF byla založena na konci čtyřicátých let dvacátého století. Byla původně vyvinuta pro léčbu pacientů s poliomyelitidou. Autorem byl Dr. Herman Kabat, lékař a neurofyziolog. (39)

Na počátku čtyřicátých let byl Dr. Kabat požádán o analýzu metody Sestry Kenny. Navrhl Kennyové některé změny, ta je ale odmítla. Dr. Kabat byl přesto přesvědčen, že neurofyziologické principy založené na práci Sheringtona mohou být aplikovatelné v léčbě obrn. Na konci čtyřicátých let postupně založil s pomocí průmyslníka Henryho Kaisera tři instituty neuromuskulární rehabilitace: Kabat – Kaiser Institut ve Washingtonu DC, ve Valleju v Kalifornii a v Santa Monice. (39)

První fyzioterapeutkou zaměstnanou Dr.Kabatem byla Margaret Knott. V padesátých letech Dr. Kabat rozvíjel metodu PNF. Identifikoval sdružené pohybové vzory, které měly spirální a diagonální charakter. V té době Dr. Kabat vyvinul i sadu technik, založených na Sheringtonových principech následné indukce, reciproční inervace a

inhibice, a procesu iradiace. V roce 1952 se k týmu připojila Dorothy Voss, která se stala asistentkou M. Knott. V té době se již konala výuka i zahraničních fyzioterapeutů – z Kanady, Austrálie, Nového Zélandu, Jižní Ameriky, Skandinávie, Velké Británie, Německa, Francie, Belgie a dalších evropských zemí. Byly pro ně organizovány tři a šestiměsíční kurzy, při kterých se seznámili s teoretickými a praktickými aspekty konceptu PNF. (1, 39)

Velký šok přišel roku 1954, kdy Dr. Kabat opustil Kabat – Kaiser Instituty. Jeho místo nahradil Dr. Sedgwick Mead, specialista v oboru neurologie a fyzikální medicíny. Po odchodu Dr. Kabata byly Kabat – Kaiser Instituty přejmenovány na California Rehabilitation Centers ve Valleju a Santa Monice. (Institut ve Washingtonu byl zavřen na počátku padesátých let.) O několik let později byla centra opět přejmenována – na Kaiser Foundation Rehabilitation Centers. (39)

V roce 1956 byla vydána první monografie pojednávající o metodě PNF. Autorkami byly M. Knott a D. Voss. Druhé rozšířené vydání bylo publikováno r. 1968.

V roce 1975 byla D. Voss nucena ukončit výukovou činnost z důvodu zdravotních obtíží. V roce 1978 zemřela M. Knott. (39)

V roce 1985 vyšlo třetí vydání publikace od autorů D. Voss, M. K. Ionta a B. J. Myers. Je souhrnem prvního a druhého vydání a navíc obsahuje mimo jiné i vzorce s odtlačněním (thrusting patterns) nebo spojení PNF s kloubní mobilizací.

O PNF pojednává i publikace autorů Adler, Beckers, Buck *PNF in practice*.

Výše uvedené tituly představují základní a zároveň i jediné učební materiály o PNF v anglickém jazyce.

Kabatovu metodu uvedla v českých zemích poprvé fyzioterapeutka Luba Briskerová z KKI (Kabat - Kaiser Institut), a to v Praze roku 1963. Uspořádala první kurz pro vybrané lékaře a rehabilitační pracovníky. (13)

2.1.2 Definice PNF

Facilitace - podpora nebo urychlení jakéhokoliv přirozeného procesu, opak inhibice

- specificky: efekt vzniklý v nervové tkáni při průchodu impulsu; odpor nervu je snížen, takže další stimulace navodí reakci snadněji

Proprioceptivní – související se senzorickými receptory, které podávají informace o pohybu a poloze těla

Neuromuskulární – týkající se nervů a svalů (1, 39)

Techniky proprioceptivní neuromuskulární facilitace mohou být definovány jako metody, které podporují a urychlují odpovědi neuromuskulárního systému přes stimulaci proprioceptorů. (1, 39)

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace je více než pouhá technika, je to filozofie léčby. Základem této filozofie je myšlenka, že bytí člověka, i s jeho postižením, má ohromný potenciál. (1, 39)

2.1.3 Základní charakteristiky PNF

Charakteristické pro proprioceptivní neuromuskulární facilitaci jsou sdružené pohybové vzorce. Mají spirální a diagonální charakter a úzce se podobají pohybům užívaným ve sportovních a pracovních aktivitách. Tento typ pohybu je v harmonii s topografickým uspořádáním svalů od začátku k úponu, se strukturální charakteristikou jednotlivých svalů a s uspořádáním kostí, kloubů a ligamentózního aparátu. (22, 39)

Existují vždy dvě diagonály pro hlavu a krk, horní trup, dolní trup, horní končetiny a dolní končetiny. Každá diagonála se skládá ze dvou vzorců, které jsou vůči sobě antagonistické. (39)

Reedukace pohybové funkce

Kabatova škola tvrdí, že reedukační pohyb o malé síle zanedbává paretické svaly, protože tyto svaly mají obvykle vyšší práh dráždivosti nežli zachované skupiny zdravé. Při stahu malé síly se proto pohybu nemohou účastnit, protože současná hladina iritace motoneuronů míšních je při slabém pohybu tak malá, že k podráždění neuronů s vysokým prahem dráždivosti nestačí. Potřebné vzruchy musíme na vstup motoneuronu dostat cestou proprioceptorů, které dovedou pozvednout úroveň celkového dráždění

natolik, že se vzruchy přicházející pyramidovou drahou mohou uplatnit. Tím se motoneuron může přivést k výbojům a objeví se pohyb. (15)

Kabatova technika se zabývá také spastickými poruchami hybnosti. Používá tu principu následné indukce popsaného Sherringtonem, který říká, že bezprostředně po natažení svalu je facilitován jeho antagonist a sval sám je tlumen. (15)

PNF, jako ucelený kinezioterapeutický postup, v sobě nese prvky uzavřeného kinetického řetězce. Tento řetězec si můžeme představit tak, že jednu větev tvoří ošetřovaná končetina pacienta, druhou část tělo terapeuta. Řetězec je navíc jako celek do jisté vysoké míry terapeutem proprioceptivně kontrolován. (6)

Pohybové komponenty

Každý pohybový vzorec obsahuje tři pohybové komponenty: flexi nebo extenzi, pohyb k a přes střední osu těla (addukci) nebo přes a od střední osy těla (abdukci) a rotaci. Pohybové vzorce končetin jsou pojmenovány podle pohybových komponent, které se dějí v proximálním (ramenním, kyčelním) kloubu. U horní končetiny se flexe či extenze ramenního kloubu kombinuje s addukcí či abdukci. Zevní rotace je ale vždy spojena s flexí, vnitřní rotace s extenzí. U dolní končetiny se flexe či extenze kyčelního kloubu kombinuje rovněž s addukcí či abdukci. Přičemž addukce je vždy spojena se zevní rotací, abdukce s vnitřní rotací. Intermediární (loketní, kolenní) kloub může zůstat ve svém původním postavení nebo se může flektovat či extendovat. Pohybové komponenty distálních kloubů se shodují s pohybovými komponentami proximálních kloubů. U horní končetiny jsou supinace předloktí a pohyb zápěstí směrem radiálním spojeny s flexí a zevní rotací ramenního kloubu. Pronace a pohyb zápěstí směrem ulnářním jsou spojeny s extenzí a vnitřní rotací ramenního kloubu. Flexe zápěstí je spojena s addukcí, extenze zápěstí pak s abdukci ramenního kloubu. Pohyby prstů jsou shodné s pohyby v proximálním, tedy ramenním kloubu, zápěstí a ruky. Flexe a addukce prstů je tedy spojena s flexí zápěstí a addukci ramenního kloubu. Extenze a abdukce prstů je spojena s extenzí zápěstí a abdukci ramenního kloubu. U dolní končetiny jsou plantární flexe, flexe a addukce prstů vždy spojeny s extenzí kyčelního kloubu a dorzální flexe, extenze a abdukce prstů s flexí kyčelního kloubu. Inverze nohy je spojena s addukci a zevní rotací kyčelního kloubu, everze nohy s abdukci a vnitřní rotací kyčelního kloubu. (39)

Hlavní svalové komponenty

Hlavní svalové komponenty jsou svaly, které mají vzájemný funkční vztah svým topografickým uspořádáním a jsou primárně zodpovědné za pohyb. Jejich činnost a vzájemná spolupráce je nezbytná pro správné provedení příslušného vzorce. Svaly působící sekundárně jsou s nimi úzce spojeny, a to lokalizací a funkcí. Některé svalové komponenty nebo jejich části se mohou účastnit více pohybových vzorů. (39)

Dráha pohybu

Ve výchozí pozici příslušného facilitačního vzorce jsou hlavní svalové komponenty ve stavu maximálního protažení. V průběhu pohybu se dostávají do stavu maximálního zkrácení. Postavení jednotlivých segmentů ve výchozí pozici nastavujeme směrem proximodistálním. Pracujeme jemně a tak, abychom brali v úvahu všechny tři složky pohybového vzoru, které musí být nastaveny do diagonálního směru. Pohyb je zahájen rotací, která dává pohybu spirální charakter. Další dvě komponenty (flexe či extenze, abdukce či addukce) se kombinují a dávají vzorci diagonální směr, který je považován za optimální. Dochází k optimální neboli maximální kontrakci hlavních svalových komponent. (31, 39)

Funkce svalů

Každý sval se podílí na třech složkách pohybu tak, jak dovolí topografická a strukturální charakteristika. Složka pohybu, která je rozhodující, se nazývá primární. Sval tedy může být primárně flexor, sekundárně adduktor a terciárně zevní rotátor. Zkracování svalu probíhá ve spolupráci s antagonisty, které se nacházejí diagonálně na opačné straně a mají opačné pohybové komponenty. Pohybová komponenta není závislá na činnosti jednoho svalu. Na pohybu spolupracují i další svaly, které jsou s ním ve funkčním vztahu. Nedostatečná funkce jednoho svalu se projeví nejvíce ve vztahu k primární pohybové komponentě, méně pak ve vztahu k sekundárním a terciárním pohybovým komponentám. (39)

Typy svalové kontrakce

V technikách PNF se používají dva typy svalové kontrakce – izotonická a izometrická.

Kabat definoval typy svalové kontrakce, jak jsou užívány v PNF, následovně:

- izotonická - koncentrická: aktivní volní zkrácení svalu
- izotonická - excentrická: aktivní volní prodloužení svalu; pohyb je prováděn prostřednictvím působení zevní síly - gravitace nebo odporu
- izometrická: statické držení proti působení stále stejného odporu

Izotonická kontrakce se jasně vztahuje k pohybu, oproti tomu izometrická kontrakce přispívá k udržení postury. V běžných pohybech se oba typy kontrakcí doplňují. Platí, že bez pohybu by nebylo postury a bez postury by nebyl pohyb.

(1, 7, 39)

Všechny pohybové vzorce mohou být prováděny pasivně, aktivně s dopomocí, aktivně nebo proti odporu. Rozsah pohybu může být plný či omezený. (39)

2.1.4 Facilitační mechanismy

Metoda PNF využívá facilitační mechanismy, které umožňují terapeutovi dosáhnout u pacienta správného koordinovaného pohybu. (1)

Mezi základní způsoby facilitace patří:

Manuální kontakt

Manuální kontakt využívá jako facilitačního mechanismu tlak, kterým jsou stimulovány kožní a tlakové receptory. (39)

Manuální kontakt má být lokalizován nad místem příslušné svalové skupiny, která pohyb vykonává. Úchop musí být pevný, ale nesmí vyvolávat bolest. Mění se plynule podle toho, na který sval nebo svalovou skupinu je kladen zřetel. (13)

Úchopem dopomáháme pohybu, klademe jím odpor a současně řídíme směr pohybu. Protože směr pohybu je diagonální a úchopem řídíme směr pohybu, musíme stát ve směru, ve kterém bude pohyb prováděn. (11)

Kontralaterální končetina používá tzv. lumbrikální úchop. Spočívá ve flexi metakarpofalangeálních kloubů, proximální a distální interfalangeální klouby jsou relativně extendované, přizpůsobují se povrchu příslušné části těla pacienta. Tento způsob úchopu umožňuje terapeutovi kontrolu pohybu, aniž by u pacienta vyvolával bolest způsobenou silným stiskem. (1)

Popis manuálního kontaktu na distální části ipsilaterální horní končetiny:

Autoři PNF popisují manuální kontakt takto:

- Pro 1. diagonálu flekční vzorec a 2. diagonálu extenční vzorec platí: stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dlaň pacienta.
- Pro 1. diagonálu extenční vzorec a 2. diagonálu flekční vzorec platí: stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dorzální stranu ruky co nejdistaněji. (39)

Další způsob manuálního kontaktu ipsilaterální horní končetiny je:

- Pro 1. diagonálu flekční vzorec a 2. diagonálu extenční vzorec platí: stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dlaň pacienta tak, že jeho druhý prst je mezi druhým a třetím prstem pacienta. Prsty terapeuta přiložené na prsty pacienta mohou klást odpor jejich flexi i flexi zápěstí v celém průběhu diagonály.
- Pro 1. diagonálu extenční vzorec a 2. diagonálu flekční vzorec platí: stejnostranná ruka terapeuta je konečky prstů přiložena na dorzální stranu prstů pacienta co nejdistaněji tak, aby mohla klást odpor extenzi prstů i zápěstí po celý průběh diagonály.

Tento způsob manuálního kontaktu je používán pí. Briskerovou a je takto u nás vyučován. Praxe ukázala, že je mnohem přesnější a lépe se s ním pracuje.

(13)

Povely

Povely dělíme na přípravné (vysvětlíme pacientovi, jaké pohyby bude provádět; musí být jasné a stručné), vlastní (při provádění pohybu; musí být krátké, přesné, podány ve správný okamžik) a korekční (říkají pacientovi, jak korigovat a modifikovat pohyb). „Zvedejte“ nebo „tlačte“ jsou povely pro izotonickou kontrakci, „držte“ pro izometrickou kontrakci a „uvolněte“ pro volní relaxaci. Povely se liší podle věku pacienta a schopnosti jeho spolupráce. Opakované slovní povely vybízejí k většímu úsilí či k usměrnění pohybu. (1, 13, 39)

Tón hlasu může významně ovlivnit kvalitu odpovědi. Výrazné, ostré povely jsou používány, když požadujeme maximální stimulaci aktivního pohybu. Neutrální, mírný

tón hlasu by měl být užíván při dobré spolupráci pacienta a při přípravných povelích. Měkký tón hlasu užíváme u nejistých a bolestivých pacientů. (39)

Protažení

Protažení svalu je důležitým zdrojem facilitace. Při protažení svalu jsou drážděna svalová vřeténka, která jsou sensorickým orgánem vnímajícím zrychlení pohybu a stupeň protažení. Tím, že intrafusální vlákna vřeténka probíhají paralelně s ostatními svalovými vlákny, jsou natahována současně s prodloužením svalu a proud vzruchů zpětnovazebně dráždí alfa motoneurony vyvolávající svalovou kontrakci. (7, 26)

Všechny svaly agonistického vzorce musí být ve stavu maximálního protažení. V úvahu musí být brány všechny komponenty vzorce, důraz je kladen zejména na rotaci. (39)

Po protažení následuje tzv. napínací reflex (stretch reflex). Je vyvolán rychlým krátkým zvětšením základního protažení všech pohybových složek, pozornost je věnována zejména rotační komponentě. Toto je okamžik, kdy je dán povel k okamžitému provedení pohybu. Napínací reflex používáme tam, kde chceme docílit přírůstku síly a dosažení rychlejší odpovědi u oslabených pohybů. Používání napínacího reflexu pomáhá pacientovi s neporušenou inervací snadno se naučit a vykonat příslušný pohybový vzor. (39)

Protažení je kontraindikováno u bolestivých stavů a v případech, kdy je kontraindikován maximální rozsah pohybu. (13)

Trakce z kloubu a aproximace kloubu

Trakcí rozumíme oddálení kloubních ploch, aproximací kompresi neboli stlačení kloubních ploch. Dochází tak ke stimulaci kloubních receptorů. (39)

Všechny propioceptivní údaje svalových, šlachových nebo kloubních receptorů jsou součástí zpětnovazebních informací (feed – back) o průběžném stavu pohybového segmentu, které jsou nutné pro řízení průběhu koordinovaného pohybu. (37)

Trakce a aproximace je užíváno ke stimulaci propioceptivních center. Trakci používáme tam, kde chceme podpořit pohyb, jako pomoc v protažení svalové tkáně při užití napínacího reflexu. Aproximace podporuje stabilitu nebo udržování postury, stimuluje posturální reflexy. Trakci je vhodné aplikovat u bolestí kloubů, aproximaci u

nestabilních kloubů. Trakce a aproximace jsou kontraindikovány u pacientů s akutními symptomy. (1, 12, 39)

Maximální odpor

Maximální odpor v metodě PNF může být definován jako maximální možný odpor kladený pohybovým komponentám příslušného vzorce. (39)

Odpor facilituje kontrakci svalů, zvyšuje motorickou kontrolu, pomáhá pacientovi uvědomění si pohybu a zvyšuje svalovou sílu. (1)

Odpor také slouží k usměrnění rychlosti pohybu. To však vyžaduje dovednost, zručnost a vnímání ze strany terapeuta. Vždy platí, že potřeby pacienta určují způsob aplikace odporu. Pacienti s neporušenou inervací, ale s akutními symptomy vyžadují velmi opatrné zvyšování odporu v omezených rozsazích pohybu. Odpor by neměl být velký, ale musí být maximální pro daného pacienta. Zachované svaly pracují proti velkému odporu a poškozené proti odporu menšímu, úměrně stupni postižení. Důležitý je i určitý sled zapínání svalů. Nejprve se musí zapnout nejsilnější sval a postupně se přidávají svaly poškozené. (15, 39)

V léčbě pacientů s porušenou inervací je maximální odpor jedním z nejdůležitějších facilitačních mechanismů. Dochází k iradiaci ze silných svalových komponent do slabých svalových komponent. (39)

Velikost odporu musí být taková, aby pacientovi dovolila provést pomalý, plynulý pohyb. Je důležité, aby odpor nevyvolával bolest. (39)

Pacient i terapeut by se měli vyvarovat zadržování dechu. Pravidelné dýchání může zvýšit pacientovu sílu a aktivní rozsah pohybu. (1)

K dalším způsobům facilitace řadíme:

Timing (sled pohybu)

Normální časový sled pohybu je zapojení jednotlivých svalů do pohybu tak, aby výsledkem byl koordinovaný pohyb. Normální časový sled pohybu postupuje od distálních částí směrem k proximálním. Během vývoje se ale kontrola a koordinace odvíjí od kraniálních částí ke kaudálním a od proximálních k distálním. U dítěte je to

paže, která rozhoduje, kam půjde ruka. V dospělosti ale ruka určuje směr pohybů paže. (1, 39)

Sled pohybu směrem distoproximálním je v souladu se skutečností, že distální části těla, jako ruce a nohy, získávají stimuly pro motorickou aktivitu. (39)

Normálně je pohybový vzor vždy započat rotací. Pak se zapojují další pohybové komponenty vzorce od distálních k proximálním. Pokud počáteční rotace nenastane, nedojde k optimálnímu zapojení pohybových komponent. (39)

Iradiace a posílení

Vhodně aplikovaný odpor vede k iradiaci a posílení. Iradiaci můžeme definovat jako rozšíření odpovědi na stimulaci. Touto odpovědí může být zvýšená facilitace (kontrakce) nebo inhibice (relaxace) v synergistických svaích pohybového vzorce. Velikost odpovědi je ovlivněná intenzitou a délkou opakování pohybu. Posílení slabších svalů řídí terapeut velikostí kladeného odporu. (1)

Iradiace se netýká jen svalů jedné končetiny nebo trupu nebo šíje, ale při usilovném pohybu se podráždění šíří i na přilehlé části těla, nebo na stejnostrannou končetinu, nebo na zkrříženou končetinu, nebo z šíje na trup a naopak. Tohoto může být využito např. při léčebném programu pacientů s postižením 1HK. Iradiace je využito při pohybu proti maximálnímu odporu opačné končetiny. (26, 27)

Platí, že pohyby horní části trupu se navozují pohybem hlavy a šíje, zapojení končetin může tento pohyb posílit. Pohyby dolního trupu se navozují pohybem dolních končetin. Pomocí pohybů trupu a šíje lze stimulovat svaly mimické, polykací, okohybné, dna pánevního a svaly podílející se na dýchání. (46)

Zrakový kontakt

Zrakový kontakt mezi pacientem a terapeutem představuje další způsob komunikace a pomáhá ve vzájemné spolupráci. Zrak navíc pomáhá pacientovi kontrolovat a korigovat svou polohu a pohyb. Pohyby očí ovlivňují pohyb hlavy a trupu. (1)

Postavení terapeuta

Terapeut musí být ve směru žádaného pohybu. Jeho ramena a pánev jsou čelně ke směru pohybu. Odpor vychází z celého těla terapeuta, což mu umožňuje déle klást

odpor, aniž by došlo k únavě. Paže a ruce terapeuta zůstávají uvolněné, díky tomu může terapeut lépe vnímat pacientovy reakce. (1)

2.1.5 Specifické techniky

Cílem technik PNF je podpořit funkční pohyb. To je možné pomocí facilitace či inhibice svalových skupin. (1)

V rámci metody PNF rozlišujeme specifické techniky: posilovací a relaxační. Mezi posilovací techniky řadíme: pomalý zvrát, pomalý zvrát – výdrž, rychlý zvrát, výdrž – relaxace – aktivní pohyb, opakované kontrakce, rytmická stabilizace a sled s důrazem. Do relaxačních technik patří: kontrakce – relaxace, výdrž – relaxace, pomalý zvrát – výdrž – relaxace a rytmická stabilizace. (20)

Techniky pomalý zvrát, pomalý zvrát – výdrž a rytmická stabilizace se nazývají jako techniky zvratu fáze pohybu. Zvrát je definován jako střídání kontrakce agonistů a antagonistů. Běžným příkladem zvratu fáze pohybu je řezání dříví, sekání dříví, veslování. To znamená, jestliže se na nějaký pohyb připravíme tak, že nejprve provedeme pohyb v opačném směru, pak vlastní pohyb je proveden větší silou. Proto tyto techniky používají nejprve pohyb v opačném směru, to znamená, že nejprve je proveden antagonistický vzorec proti maximálnímu odporu a po něm ihned následuje agonistický vzorec, rovněž proti odporu. Odpor kladený agonistickému vzorci musí být takový, aby agonisté měly možnost pohyb provést. Úchop končetiny je střídán plynule, a tím je umožněno plynulé a účinné přecházení z jednoho vzorce do druhého. Techniky zvratu fáze pohybu se mohou provádět v kterékoliv poloze vzorce. Zvrát se opakuje několikrát za sebou a končí se agonistickým vzorcem, tedy tím, který jsme chtěli posílit. (11, 26)

Relaxační techniky využívají znalostí o reciproční inervaci a následné indukci. Facilitace v jedné skupině je provázena útlumem skupiny jiné. Inhibiční mechanismy jsou součástí mechanismů facilitačních; záleží jenom, do kterých svalů cílíme útlum a do kterých facilitaci. Cílem je dosažení svalové relaxace a zvýšení rozsahu pohybu v kloubu. Tento vztah ovšem nemusí být vždy lineární. (15, 23, 24) Sharman uvádí, že abychom dosáhli maximální efektivity, izometrická kontrakce by měla trvat po dobu přibližně tří sekund a neměla by činit více než 20% maximální volní kontrakce. (30)

PNF techniky jsou používány i u sportovců, a to nejčastěji při rehabilitaci úrazů kolenního, ramenního a kyčelního kloubu (jak ukázaly dlouhodobé studie). Dochází ke zlepšení kinestézie a neuromuskulární kontroly. (33)

V této práci se zaměřím na techniku rytmická stabilizace, protože je předmětem zkoumání.

2.1.6 Rytmická stabilizace

Technika rytmické stabilizace existuje jako technika posilovací i relaxační.

Relaxační technika rytmické stabilizace

Rytmická stabilizace jako relaxační technika se sestává z:

1. izotonické kontrakce agonistického vzorce bez odporu do místa omezení
2. izometrické kontrakce všech pohybových komponent agonistického i antagonistického vzorce proti odporu, poslední odpor je kladen izometrické kontrakci antagonistického vzorce
3. volní relaxace
4. izotonické kontrakce agonistického vzorce proti odporu

(20)

Posilovací technika rytmické stabilizace

Technika rytmické stabilizace stabilizuje končetinu nebo část těla v určité poloze, ve které jsou v izometrické kontrakci všechny svalové skupiny příslušného kloubu. (11)

Rytmická stabilizace jako posilovací technika se sestává z:

1. izotonické kontrakce agonistického vzorce proti maximálnímu odporu do místa oslabení
2. izometrické kontrakce všech pohybových komponent antagonistického i agonistického vzorce proti maximálnímu odporu
3. poslední odpor je kladen izometrické kontrakci agonistického vzorce
4. plynulého přechodu v izotonickou kontrakci agonistického vzorce proti odporu

(20)

V případě izometrické kontrakce agonistů i antagonistů, tedy všech svalových skupin kolem kloubu, hovoříme o ko-kontrakci. Pacient je instruován, aby držel paži zcela nehybně – je mu dán povel „držte“. Povel nesmí znít např. „tlačte dozadu!“ – „tlačte dopředu!“, protože pokud se pacient bude snažit táhnout paži určitým směrem, bude kontrahovat nejprve jednu svalovou skupinu, teprve pak její antagonisty. Mezi těmito izometrickými kontrakcemi dojde k relaxaci. V tomto případě se nejedná, a to autorky zdůrazňují, o rytmickou stabilizaci. (20)

V prvním i druhém vydání publikace *Proprioceptive neuromuscular facilitation* je rytmická stabilizace popsána takto:

Začneme klást odpor oběma rotacím současně, přičemž nejsou opomenuty ostatní pohybové komponenty, které do příslušného vzorce patří. Začínáme s minimálním odporem. Odpor pečlivě usměřujeme mezi silným antagonistou a slabším agonistou.

Jakmile se pacient „chytne“ (dojde k izometrické kontrakci všech pohybových komponent agonistického i antagonistického vzorce), odpor zvyšujeme, aby byl pro pacienta maximální, a udržujeme ho. (20)

Na rotační komponentu je v tomto případě kladen velký důraz. Teprve pak je možné, podle autorek, dosáhnout dobré stabilizace. (20)

V třetím vydání Voss popisuje techniku rytmické stabilizace takto:

Odpor klademe distálním pohybovým komponentám v jednom směru (flekční/extenční vzorec) a současně proximálním pohybovým komponentám ve směru opačném (extenční/flekční vzorec). Jsou zapojeny všechny svaly, které tvoří příslušný vzorec. Pokud chceme odpor měnit, musíme tak činit plynule. Nesmí dojít k relaxaci!

Vždy platí, že velikost odporu terapeut přizpůsobuje na základě odpovědi pacienta. (39)

V praxi se často setkáváme ještě s dalším způsobem provedení rytmické stabilizace:

Je kladen střídavý odpor agonistům a antagonistům. Při změně odporu dochází k relaxaci. (13)

Rytmická stabilizace může být provedena v jakémkoliv místě v průběhu pohybu. Protože jsou používány izometrické kontrakce, je třeba počítat se zátěží kardiovaskulárního systému. (20)

Cíle:

- zvýšit aktivní a pasivní rozsah pohybu
- zvýšit svalovou sílu
- zvýšit stabilitu a rovnováhu
- snížit bolest

(1)

Indikace a kontraindikace

Indikace:

- omezený rozsah pohybů
- bolest, zejména při pokusu o provedení pohybu
- kloubní instability
- oslabení antagonistických svalových skupin
- snížená rovnováha

Bylo zjištěno, že techniku rytmické stabilizace lze s úspěchem použít i při léčbě chron. „low back pain“. Dochází k ústupu intenzity bolestí a funkčního oslabení beder. (1, 21)

Kontraindikace:

- nejsou uvedeny absolutní kontraindikace (1)

Rytmickým stabilizacím jsou blízké různé pracovní výkony, kde sice kontrakce není zcela izometrická, ale pohyb se provádí jen v určitém rozsahu, který nesmí být překročen. Jsou to např. pilování, řezání, vyřezávání apod. (26)

2.1.7 Pohybové vzorce pro horní končetinu

Pohybové vzorce pro horní končetinu jsou používány k léčbě dysfunkcí způsobených svalovou slabostí, inkoordinací a kloubním omezením. (1)

Rozlišujeme dva diagonální pohyby. Každý z nich se skládá ze dvou antagonistických vzorců – flekčního a extenčního. Každý vzorec má dvě varianty provedení – s flexí nebo extenzí loketního kloubu. Základní provedení vzorce je s extendovaným loketním kloubem. Rotační pohyb v průběhu vzorce je veden přes střední osu těla. Pohyb je zahájen rotací celého vzorce a pohyb distálních částí by měl být dokončen, když se končetina dostane nad střední osu těla. (13)

1. diagonála – flekční vzorec (flexe, addukce, zevní rotace)

Výchozí poloha:

- prsty: extenze a abdukce směrem ulnárním
- palec: extenze, palmární abdukce (palec kolmo do dlaně)
- zápěstí: pronace a extenze s ulnární dukcí
- předloktí: pronace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: extenze, abdukce, vnitřní rotace
- lopatka: addukce a vnitřní rotace dolního úhlu
- acromion: posteriorní deprese
- clavicula: anteriorní rotace a deprese, vzdaluje se od sternu

(39)

Pohybové komponenty:

- prsty: flexe a addukce směrem radiálním
- palec: zevní rotace, flexe a addukce směrem radiálním
- zápěstí: supinace a flexe s radiální dukcí
- předloktí: supinace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: flexe, addukce, zevní rotace
- lopatka: abdukce a zevní rotace dolního úhlu
- acromion: anteriorní elevace
- clavicula: posteriorní rotace a elevace, přibližuje se ke sternu

(39)

Svalové komponenty:

- prsty: m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, m. flexor digiti quinti brevis, m. opponens digiti quinti, mm. interossei palmares, mm. lumbricales
- palec: m. flexor pollicis longus, m. flexor pollicis brevis, m. adductor pollicis
- zápěstí: m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus
- předloktí: m. supinator
- loket: m. biceps brachii (v případě varianty s flexí loketní), m. triceps brachii - later. část a m. anconeus (v případě varianty s extenzí loketní)
- rameno: m. pectoralis major (pars clavicularis), m. deltoideus (pars anterior), m. coracobrachialis, m. biceps brachii – dlouhá a krátká hlava (flekční komponenta ramenní, neúčastní se varianty s extenzí loketní)
- lopatka: m. serratus anterior

(39)

Manuální kontakt:

Stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dlaň pacienta, opačná ruka je na anteromediální ploše paže pacienta. (13, 39)

Povely:

Začněte otáčet celou paži, zavírat prsty, palec k ukazováku, zápěstí ohýbat směrem za palcem, dlaň k obličejí, zvedat celou paži nahoru, vytahovat lopatku od páteře, rameno k uchu. (13, 39)



Obr. č. 1. I. diagonála HK – flekční vzorec

1. diagonála – extenční vzorec (extenze, abdukce, vnitřní rotace)

Výchozí poloha:

- prsty: flexe a addukce směrem radiálním
- palec: zevní rotace, flexe a addukce směrem radiálním
- zápěstí: supinace a flexe s radiální dukcí
- předloktí: supinace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: flexe, addukce, zevní rotace
- lopatka: abdukce a zevní rotace dolního úhlu
- acromion: anteriorní elevace
- clavicula: posteriorní rotace a elevace, přibližuje se ke sternu

(39)

Pohybové komponenty:

- prsty: extenze a abdukce směrem ulnárním
- palec: extenze, palmární abdukce (palec kolmo do dlaně)
- zápěstí: pronace a extenze s ulnární dukcí
- předloktí: pronace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: extenze, abdukce, vnitřní rotace
- lopatka: addukce a vnitřní rotace dolního úhlu
- acromion: posteriorní deprese
- clavicula: anteriorní rotace a deprese, vzdaluje se od sterna

(39)

Svalové komponenty:

- prsty: m. extensor digitorum communis, m. extensor digiti quinti proprius, m. abductor digiti quinti, mm.interossei dorsales, mm. lumbricales
- palec: m. abductor pollicis brevis, m. extensor pollicis longus
- zápěstí: m. extensor carpi ulnaris
- předloktí: m. pronator quadratus
- loket: m. biceps brachii a m. brachialis (v případě varianty s flexí loketní)
- rameno: m. teres major, m. latissimus dorsi, m. deltoideus (pars posterior), m. triceps brachii – dlouhá hlava (extenční komponenta ramenní, neúčastní se varianty s flexí loketní)
- lopatka: m. levator scapulae, m. rhomboideus major, m. rhomboideus minor

(39)

Manuální kontakt:

Stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dorzální stranu prstů co nejdistaněji, opačná ruka je na posterolaterální ploše paže pacienta.(13, 39)

Povely:

Začněte otáčet celou paží, dlaň od obličeje, natahovat prsty, palec kolmo do dlaně, zápěstí zvedat nahoru za malíkem, celou paží pokládat do strany dolů, lopatku k páteři, rameno od ucha. (13, 39)



Obr. č. 2. I. diagonála HK – extenční vzorec

2. diagonála – flekční vzorec (flexe, abdukce, zevní rotace)

Výchozí poloha:

- prsty: flexe a addukce směrem ulnárním
- palec: flexe a vnitřní rotace směrem ulnárním (opozice)
- zápěstí: pronace a flexe s ulnární dukcí
- předloktí: pronace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: extenze, addukce, vnitřní rotace
- lopatka: abdukce a vnitřní rotace dolního úhlu
- acromion: anteriorní deprese
- clavicula: anteriorní rotace a deprese, přibližuje se ke sternu

(39)

Pohybové komponenty:

- prsty: extenze a abdukce směrem radiálním
- palec: extenze, abdukce v rovině dlaně
- zápěstí: supinace a extenze s radiální dukcí
- předloktí: supinace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: flexe, abdukce, zevní rotace
- lopatka: addukce a zevní rotace dolního úhlu
- acromion: posteriorní elevace
- clavicula: posteriorní rotace a elevace, vzdaluje se od sternu

(39)

Svalové komponenty:

- prsty: m. extensor digitorum communis, m. extensor indicis proprius, mm. interossei dorsales, mm. lumbricales
- palec: m. extensor pollicis longus, m. abductor pollicis longus, m. extensor pollicis brevis, I. m. interosseus dorsalis
- zápěstí: m. extensor carpi radialis longus, m. extensor carpi radialis brevis
- předloktí: m. brachioradialis
- loket: m. biceps brachii a m. brachioradialis (v případě varianty s flexí loketní), m. triceps brachii - laterální část a m. anconeus (v případě varianty s extenzí loketní)
- rameno: m. teres minor, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. deltoideus (pars medialis)
- lopatka: m. trapezius (pars cranialis, medialis et caudalis)

(39)

Manuální kontakt:

Stejnostranná ruka terapeuta je přiložena na dorzální stranu prstů co nejdálněji, opačná ruka je na anterolaterální ploše paže pacienta.(13, 39)

Povely:

Začněte otáčet celou paží, natahovat prsty, palec od ostatních prstů, zápěstí zvedat nahoru za palec, zvedat celou paží nahoru do strany, vytahovat, lopatku k páteři, rameno k uchu.(13, 39)



Obr. č. 3. II. diagonála HK – flekční vzorec

2. diagonála – extenční vzorec (extenze, addukce, vnitřní rotace)

Výchozí poloha:

- prsty: extenze a abdukce směrem radiálním
- palec: extenze, abdukce v rovině dlaně
- zápěstí: supinace a extenze s radiální dukcí
- předloktí: supinace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: flexe, abdukce, zevní rotace
- lopatka: addukce a zevní rotace dolního úhlu
- acromion: posteriorní elevace
- clavícula: posteriorní rotace a elevace, vzdaluje se od sternu (39)

Pohybové komponenty:

- prsty: flexe a addukce směrem ulnárním
- palec: flexe a vnitřní rotace směrem ulnárním (opozice)
- zápěstí: pronace a flexe s ulnární dukcí
- předloktí: pronace
- loket: zůstává extendovaný (v případě varianty s flexí loketní se flektuje, s extenzí se extenduje)
- rameno: extenze, addukce, vnitřní rotace
- lopatka: abdukce a vnitřní rotace dolního úhlu
- acromion: anteriorní deprese
- clavicula: anteriorní rotace a deprese, přibližuje se ke sternu

(39)

Svalové komponenty:

- prsty: m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, mm. interossei palmares, mm. lumbricales
- palec: m. flexor pollicis longus, m. flexor pollicis brevis, m. opponens pollicis brevis, m. palmaris brevis
- zápěstí: m. flexor carpi ulnaris, m. palmaris longus
- předloktí: m. pronator teres
- loket: m. biceps brachii – krátká hlava a m. brachialis (v případě varianty s flexí loketní), m. triceps brachii a m. anconeus (v případě varianty s extenzí loketní)
- rameno: m. subscapularis, m. pectoralis major (pars sternalis)
- lopatka: m. pectoralis minor, m. subclavius

(39)

Manuální kontakt:

Stejnostranná ruka je přiložena na dlaň pacienta, opačná ruka je na posteromediální ploše paže pacienta.(13, 39)

Povely:

Začněte otáčet celou paží, zavírat prsty a palec do dlaně, zápěstí ohýbat za malíkem, pokládat celou paží dolů směrem k protilehlému boku, lopatku od páteře, rameno od ucha.(13, 39)



Obr. č. 4. II. diagonála HK – extenční vzorec

2.1.8 Optimální pohybové vzorce PNF pro testované svaly

Tabulka č. 1. Optimální pohybové vzorce pro testované svaly HK (1, 39)

<i>Sval</i>	<i>Optimální pohybový vzorec</i>
M. deltoideus pars anterior	I. diagonála flekční vzorec
M. deltoideus pars posterior	I. diagonála extenční vzorec
M. biceps brachii	I. diagonála flekční vzorec (varianta s flexí loketní)
M. triceps brachii	I. diagonála extenční vzorec (varianta s extenzí loketní)
M. flexor carpi radialis	I. diagonála flekční vzorec (varianta s flexí loketní)
M. extensor carpi ulnaris	I. diagonála extenční vzorec (varianta s extenzí loketní)

Autorky druhého a třetího vydání publikace *Proprioceptive neuromuscular facilitation* i Adlerová, autorka publikace *PNF in practice*, se shodují na optimálních vzorcích PNF pro námi vybrané svaly, které budeme testovat.

2.2 Elektromyografie

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyzilogických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva. (5)

2.2.1 Historie elektromyografie

Elektromyografie patří mezi elektrofyzilogické techniky, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. Východiskem pro tuto metodu byl vznik a rozvoj neurofyzilogie. Poprvé byla detekována elektrická odpověď při kontrakci svalu v roce 1838, kdy Matteucci použil izolovaný preparát nerv – sval a preparovaný nerv (ischiatricus) položil přes sval druhé končetiny. Aktivita svalu in – situ podráždila nerv preparátu a vyvolala pohyb i v tomto izolovaném svalu. V roce 1850 Helmholtz měřil rychlost vedení nervem na zvířeti, později u lidí, když po podráždění nervu registroval mechanickou odpověď svalu. (18)

Počátek elektromyografie lze datovat do roku 1851, kdy Du – Bois – Reymond použil jako registrační elektrody baňky s elektrolytem a registroval elektrickou odpověď ze svalu při volní kontrakci. Tak vznikl první lidský elektromyogram. (10)

Termín elektromyografie použil jako první Etienne Marey. (50)

Ještě v předminulém století byly objeveny motorické body, místa nejnižšího prahu pro podráždění svalu. Na přelomu minulého století Piper (1912) registroval volní svalovou aktivitu jako opakované akční potenciály. Dalším zdokonalováním měřících přístrojů a

metod vyšetřování se pak postupně definovaly nové pojmy: rheobase, chronaxie, I/t křivka, nejrůznější EMG fenomény: fibrilace, fascikulace, myotonické výboje apod. V roce 1961 se uskutečnil I. mezinárodní elektromyografický kongres v Itálii. (18)

Za významnou osobnost v oblasti elektromyografie je považován John Basmajian, kterému se podařilo r. 1962 nashromáždit všechny doposud známé informace o elektromyografii. Osobností současné EMG historie je Carlo J. De Luca. (50)

2.2.2 Fyziologické základy elektrické aktivity svalu a EMG signálu

Všechny typy živých buněk vykazují potenciál, ale schopnost reagovat na stimulaci změnami propustnosti iontů membránou, mají pouze vzrušivé buňky svalové a nervové. (28)

Motorická jednotka

Soubor svalových vláken, který přísluší jednomu alfa motoneuronu, označujeme podle Sherringtona jako motorickou jednotku. Jde o funkční celek sestávající z perikaryonu v předním rohu míšním, jeho axonu (dendritu), terminálního intramuskulárního axonálního větvení, nervosvalové ploténky a svalového vlákna. Počet svalových vláken v motorické jednotce a tím její velikost závisí na druhu a funkci svalu. Platí, že čím je vykonávaná funkce „jednodušší“, tím jsou jednotky větší a tím méně nervových buněk je zapotřebí k řízení svalu. Navíc čím menší je motorická jednotka, tím přesněji („jemněji“) je řízena, a tím přesněji je řízen pohyb svalu. Zároveň je ale menší její síla. Pracovní cyklus motorické jednotky je tvořen dvěma fázemi: aktivní fází záškubu (kontrakcí – „vše“) a pasivní fází, ve které dojde k uvolnění záškubu (relaxaci – „nic“). (7, 15, 16, 37)

Véle zdůrazňuje, že motorická jednotka je funkčním i strukturálním celkem, a proto nelze řídicí nervy od svalů oddělovat. Měli bychom tedy u poruch motorické funkce používat pojem „neuromuskulární“. (37)

Sval

Motorické jednotky se nevyskytují izolovaně, ale tvoří vyšší anatomické i funkční celky. Sval při aktivaci zvyšuje svoji sílu úměrně podle potřeby prováděného úkonu. Pro gradaci síly ve svalu platí Adrianův – Bronckův zákon, který říká, že zvětšování síly ve svalu je způsobeno zvýšením počtu aktivně pracujících motorických jednotek. V prostoru svalu je postupně více a více svalových vláken zapojováno do aktivní činnosti. Mluvíme o prostorové sumaci. Zvýšení síly je možno dosáhnout i zvýšením počtu vzruchů v jednotce časové u aktivovaných neuronů. Mluvíme tu o časové sumaci. Časové sumace se dá použít spíše jenom jako doplňku prostorové sumace, protože rychle následující vzruchy vedou k rychlému nástupu vyčerpání neuronu. (15)

Nervový vzruch, elektrochemické změny ve svalu

Vzruch vzniká v motoneuronu. Šíří se po povrchu nervového vlákna pomocí depolarizace (akčního potenciálu) a neurotransmiterů (chemických přenašečů) až dorazí na motorické nervové zakončení – nervosvalovou ploténku. Z terminálního konce neuronu jsou uvolněny ionty vápníku a neurotransmiter acetylcholin, který putuje k receptorům svalové ploténky. Zároveň se otevírají sodíkové kanály, ionty sodíku putují do buňky a napětí se začíná z hodnoty -90 mV zvyšovat. Spojení acetylcholinu s ploténkovými receptory má za následek vybavení lokálního ploténkového potenciálu, který má obvykle hodnotu mezi 50 – 70 mV. Po dosažení prahové hodnoty (-55 mV) se na motorické jednotce generuje akční potenciál. Ten má charakter tzv. „vše nebo nic“, což znamená, že po jeho iniciaci již další stimulace nevyvolávají žádný efekt. (28, 51) EMG umožňuje zaznamenat akční potenciály celého svalu, nebo přinejmenším podstatné části svalu. (51)

Svalová kontrakce

Změna elektrochemické rovnováhy na membráně svalového vlákna vede ke kontrakci. Jednotlivá svalová vlákna – svalové buňky – obsahují hustě vedle sebe uložené a podélně probíhající myofibrily, které jsou tvořeny podélně orientovanými bílkovinnými vlákny – myosinovými a aktinovými. (17)

Svalová kontrakce je pak způsobena vzájemným posunem bočně uspořádaných tlustých filament, tvořených hlavně myosinem, a tenkých filament, tvořených aktinem,

tropomyosinem a troponinem. Vzájemný posun filament je vyvoláván transformací chemické energie v energii mechanickou. Reakce mezi tenkými a tlustými filamenti probíhá prostřednictvím příčných můstků. (17)

Přirozená kontrakce svalu má formu tetanického stahu. To, zda se excitovaný sval při tetanické kontrakci zkracuje, jak zkracování probíhá a kolik síly při tom vyvíjí, závisí i na zevních podmínkách. Sval se jako celek může stahovat izotonicky, kdy se při stále zátěži mění jeho délka (působí stále stejnou silou). Délka se mění tím rychleji, čím je zátěž menší. Při malé zátěži je dosahováno i největšího zkrácení. Když je zatížení větší než maximální síla svalu, dojde naopak k jeho protažení (chůze z kopce). Při izometrickém stahu sval vyvíjí sílu a nemůže se zkracovat. Narůstá-li síla a sval se současně zkracuje, je kontrakce označována jako auxotonická (typická při balistických pohybech – např. hod). (17, 35)

Vzniklá kontrakce svalu je měřitelná vyvíjenou silou. (17)

2.2.3 Snímání elektrických dějů

Záznam z nervu a svalu

Zaznamenáváme rozdíl potenciálů mezi dvěma místy. Na tato místa ukládáme 2 elektrody, z nichž jedna je konvenčně označena jako aktivní a druhá jako referenční. (5) Aktivní elektroda je umístěna nad aktivní částí nervu či svalu, která produkuje elektrické změny. V případě povrchové elektromyografie by měla být umístěna mezi motorickým bodem a úponem šlachy nebo mezi dvěma motorickými body, a to v průběhu svalových vláken ve středu svalu. Elektroda by neměla být umístěna:

- blízko šlachy svalu (svalová vlákna jsou tenčí a je jich méně, dochází tak k redukci EMG signálu)
- v místě motorického bodu (EMG signál má vyšší frekvenční složky, klesá i stabilita signálu)
- na okraji svalu (mohou být detekovány signály ze sousedních svalů)

Referenční elektroda je umístěna nad elektricky málo aktivní oblastí. Je důležité, aby byla v dobrém elektrickém kontaktu s kůží. (41)

Změna napětí aktivní vůči referenční elektrodě je pak snímána a vyhodnocována. Je-li oblast pod aktivní elektrodou vzhledem k místu pod referenční elektrodou nabitá

záporně, vykreslí se negativní výchylka – konvencí směrem vzhůru na monitoru, a naopak, kladný náboj pod aktivní elektrodou vychýlí křivku dolů – pozitivní vlna. Je-li náboj pod oběma elektrodami stejný, není zaznamenáno žádné napětí a vykresluje se přímka odpovídající klidovému stavu – bazální linie. Takto vypadá ideální situace při snímání přímo nad zdrojem elektrických změn (nervem či svačem). (5)

Za fyziologických podmínek je ale mezi snímacími elektrodami a zdrojem elektrických změn tkáň, která slouží jako více či méně dobrý vodič a mění charakteristiky snímaných potenciálů. Jde o podkožní vazivo, tuk, cévy atd. Tyto tkáně jsou souhrnně označovány jako objemový vodič a chovají se jako vysokofrekvenční filtr. Snižují amplitudu akčních potenciálů a vyhlazují křivku tím více, čím je jejich vrstva silnější. Frekvence a amplituda akčního potenciálu je také ovlivněna velikostí svalového vlákna. (5, 45)

Přístrojové zpracování signálu

Signál generovaný periferními nervy a svaly má velmi nízkou amplitudu. Jde o řádově mili a mikrovolty. Proto musí být zesílen. K tomu slouží předzesilovač a zesilovač. Ve finále dojde k o 1 000x až 1 000 000x většímu zesílení signálu. Předzesilovač vylučuje z dalšího zpracování část arteficiálního šumu. Zesilovače zesilují rozdíl potenciálů přiváděných z aktivní a referenční elektrody. (5, 41)

Následná filtrace umožňuje získat a zobrazit signál ve zvoleném frekvenčním okně, ve kterém jsou vykresleny chtěné vlny. Rozlišujeme horní a dolní filtr. Frekvence vyšší než horní filtr a nižší než dolní filtr jsou potlačeny a frekvence mezi nimi jsou zesíleny maximálně. (5)

Na monitor je přiváděn již zpracovaný zesílený a odfiltrovaný signál. (5)

2.2.4 Elektromyografické metody

Dle stavu snímaného svalu lze elektromyografické metody rozdělit do tří skupin:

1. Nativní EMG – snímání EMG při úplném uvolnění svalu, kdy mezivrcholové napětí EMG je nejčastěji v rozsahu 100 – 300 nV.
2. EMG při funkčním zatěžování svalu (při volném úsilí) nebo při pohybu končetiny (tzv. spontánní – motorická aktivita). Podle velikosti svalové kontrakce, tj. podle velikosti vyvíjené síly, má mezivrcholová hodnota EMG velikost až několik mV.
3. Stimulační elektromyografie používá elektrické dráždění svalu. Měří se rychlost převedení podnětu aplikovaného na nerv, a to buď přímo do svalu (M reflex) nebo přes kořeny míšní (H reflex). Stimulační elektromyografie umožňuje objektivně posoudit nejen funkční stav nervu, ale i příslušná nervosvalová spojení.

(34)

Dle způsobu snímání rozlišujeme:

1. snímání kožní (povrchovou) elektrodou - povrchová elektromyografie
2. snímání jehlovou elektrodou - jehlová (intramuskulární) elektromyografie

(34)

2.2.5 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG – surface electromyography) umožňuje pomocí povrchových elektrod registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. (29)

Využívá se k vyhodnocení svalové aktivity při statické a dynamické činnosti člověka. SEMG detekuje akční potenciály z povrchu těla. Základní informací, kterou je možné z EMG signálu získat, je, jestli byl sval během testování aktivní. Pomocí SEMG můžeme sledovat začátek, trvání, konec a velikost elektrické aktivity. Tento proces je pro pacienta nebolestivý (42, 43, 48)

Ke snímání se používají povrchové elektrody (monopolární, bipolární nebo multielektrody). (47)

Monopolární uspořádání, při kterém se používá pouze monopolární a zemnicí elektroda, je sice technicky nejméně náročná, ale nevýhodou je zachycení velkého množství rušivých signálů. (47)

Bipolární uspořádání se používá nejčastěji. Signál je v tomto případě detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Při zpracování záznamu se pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod. Rozdíl je zesílen v zesilovači. Touto diferenciální metodou jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímáné na obou elektrodách, které mají arteficiální původ. (47)

Při používání multielektrod je elektrický signál snímán třemi aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. V tomto případě se používá dvojité diferenciální metoda. Výsledný záznam je téměř bez rušivých signálů, nevýhodou je snímání z menší plochy svalu. (47)

Výhodou povrchových elektrod je jejich rychlá a snadná aplikace. Nevýhodou je, že je lze používat pouze pro povrchově uložené svaly. (44)

Získaný elektromyogram představuje složitý interferenční obraz vytvořený vzájemnou superpozicí potenciálů velkého počtu motorických jednotek, umístěných v blízkosti plošné elektrody. Protože se svalová vlákna motorické jednotky zdaleka neaktivují synchronně, ale k aktivacím dochází s časovým rozptylem kolem 5 – 10 ms, je trvání akčního potenciálu normální motorické jednotky o něco delší než akční potenciál jednoho svalového vlákna. (34)

Poněvadž do procesu svalového zkracování se současně zapojuje velký počet svalových vláken a snopců, má spektrum EMG kmitočtové pásmo od 10 Hz do několika tisíc Hz. (34)

Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna faktory, které lze rozdělit na tři kategorie:

1. *Kauzální faktory*: mají přímý vliv na signál. Obecně je lze rozdělit do dvou skupin: na vnější a vnitřní. Vnější kauzální faktory se týkají struktury a umístění elektrod. Zahrnují: velikost, tvar, lokalizaci elektrod a jejich vzdálenost. Vnitřní kauzální faktory jsou fyziologické, anatomické a biochemické charakteristiky svalu. Zahrnují: počet aktivních motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken (prokrvení, množství kyseliny mléčné – pH), hloubku a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu a množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami.
2. *Intermediární faktory*: reprezentují fyzikální a fyziologické fenomény, které jsou ovlivněny jedním nebo více kauzálními faktory a ovlivňují faktory determinující. Zahrnují: vlivy prostorové filtrace, ovlivnění signálu aktivitou blízkých dalších svalů (vznik tzv. crosstalk), superpozici a rychlost vedení akčních potenciálů i vliv filtrace softwarové.
3. *Determinující faktory*: mají přímý vztah k informaci obsažené v EMG signálu. Zahrnují: počet aktivovaných a detekovaných motorických jednotek, stabilitu jejich náboru a míru jejich aktivace, amplitudu, trvání a tvar jednotlivých sumačních akčních potenciálů motorických jednotek (MUAP), interakce svalových vláken, sílu záškubu.

(41, 44)

Artefakty

Artefakty jsou potenciálové změny, které nejsou biologického původu a nejsou generovány ve svalu či nervu. Mohou být grafické či zvukové. Grafické artefakty záznam deformují a ruší, mohou způsobit nečitelnost záznamu, vzácněji napodobují tvarem normálně se vyskytující potenciály a mohou vést k mylnému závěru. Zvukové artefakty nemají grafický ekvivalent. (3, 5)

Zdroje artefaktů

Zdrojem artefaktů mohou být snímací elektrody či jejich připojení (elektrodový šum; porucha jehly, uzemnění; pohybové artefakty – dané skluzem elektrody po povrchu

kůže), zesilovač (zesilovačový šum), různé přístroje v okolí: lampy, monitory, elektrické přístroje, kabely v zásuvce (zejména pokud jsou zapojeny do stejného okruhu jako EMG přístroj), elektromagnetické radiové vlny, TV, pagery, mobily, biostimulátory (kardiostimulátory, jiné typy stimulatorů). (3, 5)

Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Nezpracovaný EMG signál sice nabízí hodnotnou informaci, ale v prakticky nepoužitelné formě. Je třeba ho zpracovat. Nejběžnější typ zpracování elektromyografického signálu jsou frekvenční filtrace a rektifikace. (40)

Maximální frekvence frekvenčního pásma je dána hardwarově. Následné užití frekvenční filtrace slouží k úpravě signálu a především k eliminaci případných artefaktů v signálu. Jsou používány high pass filtry, které eliminují frekvence 0 – 20 Hz nebo low pass filtry, které eliminují frekvence nad 500 Hz. Signál svalů získaný pomocí SEMG má obvykle maximální rozložení v pásmu 50 – 150 Hz. (29, 40, 49)

Protože nezpracovaný elektromyografický signál je bifázický, jeho hodnota se rovná nule. Rektifikace (usměrnění) je matematická úprava elektromyografického signálu, který osciluje nad a pod bazální linií tak, že signál je převeden do absolutních hodnot. Při poloviční rektifikaci (half rectification) se odstraňuje negativní fáze signálu, při plné rektifikaci (full rectification) je negativní fáze převedena do fáze pozitivní. Častěji je používána plná rektifikace. (29, 40, 49)

Kvantifikace EMG signálu, normalisation

Elektromyografický signál je pak obvykle kvantifikován některým z následujících parametrů: rms – efektivní hodnota signálu, průměrná amplituda (po zpracování signálu rektifikací), plocha pod křivkou plně usměrněného (full rectification) elektromyografického signálu získaná integrací, vzdálenost maximálních vrcholů (peak – to – peak), průměrná frekvence, střední frekvence a další hodnoty získané frekvenční analýzou, celkový výkon elektromyografického signálu (total power). (29)

V interindividuálním srovnání se používá metody tzv. normalisation. Jedná se o stanovení amplitudy elektromyografického signálu vyjádřené procentem z velikosti amplitudy signálu dosaženého během maximální volní kontrakce. (29, 40)

2.3 Anatomické a kineziologické aspekty

2.3.1 Kineziologie horní končetiny

Horní končetiny jsou uchopovacím a manipulačním orgánem člověka a slouží k sebeobsluze, práci i ke komunikaci a účastní se aktivně při udílení nebo přijímání kinetické energie. Pro spolehlivou činnost vyžadují posturální spolupráci osového orgánu pro zajištění stabilizace polohy těla při manipulaci. Obě horní končetiny spolu tvoří párový uchopovací orgán, takže pracují jako uzavřený funkční řetězec. Při manipulaci pracují velmi často obě současně, avšak dominantní končetina (nejčastěji pravá) má vedoucí roli a druhá končetina spíše podporuje její funkci. (38)

Dominantní funkci horní končetiny odpovídá subtilnější stavba skeletu, úprava kloubních spojů, i charakteristické uspořádání svalových skupin (mohutné, vícekloubové svalové jednotky převládají v bezprostředním okolí pletence končetiny a na paži). Horní končetina je pevně spojena s trupem jen v jednom kloubu – sternoklavikulárním – všechna ostatní spojení jsou volná, aby tak umožnila velikou pohyblivost končetiny. Klíček zajišťuje pevnost a sílu končetině, na druhé straně však zase omezuje její pohyblivost. Kloub ramenní má největší rozsah pohybu ze všech kloubů v těle, takže se současným souhybem lopatky může člověk rukama dosáhnout na kterékoli místo na lidském těle. Loketní kloub představuje hlavní mechanismus, umožňující zkracování a prodlužování končetiny. Ruka svou členitostí s četnými klouby je vlastní pracovní prostředek, nástroj člověka. Z vlastní ruky má zvláštní postavení palec, který se dokonale uvolnil od ostatních prstů v karpometakarpálním kloubu a umožňuje úchop. (9, 15)

V této práci jsou středem našeho zájmu následující svaly horní končetiny a jejich funkce: m. deltoideus, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis, m. extensor carpi ulnaris.

2.3.2 Musculus deltoideus

Musculus deltoideus, sval deltový, má jméno podle tvaru, jímž připomíná řecké velké písmeno delta (Δ). Má tvar části pláště kužele se základnou na spina scapulae, akromiu a na klavikule a s dolů obráceným vrcholem kužele, upnutý na humerus zevně, nad

polovinou délky humeru. Od vnějšího okraje m. pectoralis major je deltový sval oddělen štěrbinou – trigonum deltoideopectorale. (4) Deltový sval naléhá svoji vnitřní plochou na kloubní pouzdro ramenního kloubu a na svaly, které se k pouzdru upínají. Mezi pouzdrém a deltovým svalem je velká bursa subdeltoidea, která vybíhá i pod nadpažek a pod lig. coracoacromiale. (Tento výběžek bývá někdy označován názvem bursa subacromialis.) Bursa a vmezežené vazivo umožňují dobrý posun všech naléhajících struktur – mluví se proto někdy o „subakromiálním kloubu“. Deltový sval má tři funkčně odlišné části. (7, 8)

Začátek svalu:

- Pars clavicularis (přední) začíná od zevní třetiny klíční kosti.
- Pars acromialis (střední) odstupuje od nadpažku.
- Pars spinalis (zadní) začíná od celé délky spina scapulae. (4, 8, 19, 25)

Úpon svalu:

Tuberositas deltoidea humeri. (4, 8, 19)

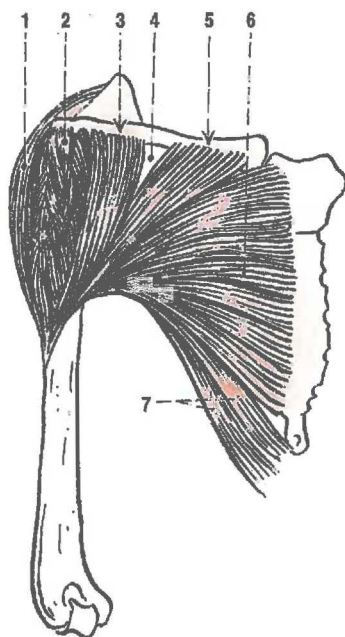
Funkce:

Akromiální část svalu provádí abdukci paže a její udržování. Klavikulární část provádí ventrální flexi paže, působí při horizontální addukci, podporuje antevertzi ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Spinální část svalu provádí horizontální extenzi, podporuje extenzi a zevní rotaci paže.

Pozn.: Svalové napětí m. deltoideus přispívá k udržení hlavice glenoidálního kloubu v kloubní jamce a tím přispívá ke stabilizaci ramene. (2, 4, 8, 25, 37, 38)

Inervace:

N. axillaris z fasciculus posterior plexus brachialis (C5 a C6). (4, 8, 25)



Obr. č. 5. M. deltoideus: 1 – m. deltoideus, spinální část, 2 – m. deltoideus, akromiální část, 3 – m. deltoideus, klavikulární část, 4 – trigonum deltoideopectorale, 5, 6, 7 – m. pectoralis major

2.3.3 Musculus biceps brachii

Musculus biceps brachii, dvojhlavý sval pažní, je dvoukloubový dlouhý vřetenovitý sval. Vyklenuje se na přední straně paže a jeho stah je tam dobře hmatný. Sval má dvě hlavy. (4, 8)

Začátek svalu:

- Caput longum začíná na tuberculum supraglenoidale nad kloubní jamkou na lopatce. Dlouhá šlacha této hlavy probíhá dutinou ramenního kloubu. Je obalena synoviální pochvou, která vystupuje kaudálně z kloubu do sulcus intertubercularis jako vagina synovialis intertubercularis. O něco distálněji přechází šlacha v masité bříško.
- Caput breve začíná krátkou šlachou na proc. coracoideus. Na počáteční šlachu navazuje bříško, které se asi uprostřed paže spojuje s bříškem dlouhé hlavy v jednotný svalový komplex. (4, 8, 19, 25)

Úpon svalu:

Silnou hlavní šlachou na tuberositas radii. Při krajní pronaci se šlacha bicepsu díky asymetrické poloze jejího úponu na radius navíjí, a proto je biceps velmi silným supinátorem pronovaného předloktí.

Plochou povrchovou šlachou – aponeurosis muscui bicipitis brachii – na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně. Prostřednictvím tohoto úponu se tah m. biceps brachii přenáší i na ulnu.

Mezi hlavní úponovou šlachou svalu a tuberositas radii bývá bursa bicipitoradialis.

(4, 8, 19, 25)

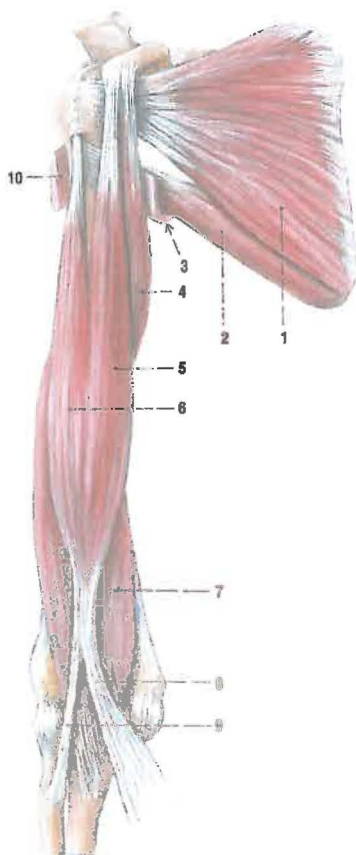
Funkce:

Sval je typicky dvoukloubový. Působí na loketní kloub (hlavní funkce), kde působí flexi se značným supinačním účinkem. Maximální aktivace m. biceps brachii je při flexi mezi 80 – 90° (38). Supinační aktivita celého svalu roste se stoupající zátěží. V ramenním kloubu (vedlejší funkce – uplatní se tu asi třetina síly svalu) caput longum působí abdukci paže, caput breve addukci paže a dle Čiháka a Petrovického i ventrální flexi. (4, 25, 38)

Napětí a pohyb bříška m. biceps proximálně jsou dobře hmatné v průběhu supinačního pohybu. (4, 8)

Inervace:

N. musculocutaneus z laterálního fascikulu plexus brachialis (C5 a C6). (4, 8, 25)



Obr. č. 6. M. biceps brachii: 5 – m. biceps brachii, caput breve, 6 – m. biceps brachii, caput longum, 8 – aponeurosis muscli bicipitis brachii, 9 – tendo musculi bicipitis brachii – hlavní úponová šlacha svalu

2.3.4 Musculus triceps brachii

Musculus triceps brachii, trojhlavý sval pažní, je jediný sval zadní skupiny na paži. Proximálně se dělí na tři hlavy: dvoukloubovou dlouhou hlavu – caput longum – a jednokloubové vnitřní a zevní hlavy – caput laterale et mediale. (4, 8)

Začátek svalu:

- Caput longum začíná krátkou a silnou šlachou na tuberculum infraglenoidale (scapulae) a probíhá pak distálně mezi teres major, který je uložen ventrálně a distálně, a teres minor, který je naopak uložen dorzálně a proximálně. Caput longum má nejdelší průběh, nejdelší vlákna, ale malý fyziologický průřez.

- Caput laterále odstupuje od zadní plochy humeru, proximálně od sulcus nervi radialis.
 - Caput mediale jde od zadní plochy humeru, distálně od sulcus nervi radialis.
- Caput longum ohraničuje spolu s m. teres minor, m. teres major a s kostí pažní foramen omotricipitale a foramen humerotricipitale. (8, 19, 25)

Úpon svalu:

Společné břicho trojhlavého svalu přechází v dlouhou a širokou čtyřúhelníkovou šlachou. Ta je při nataženém loketním kloubu patrná a hmatná jako vkleslé pole nad olecranonem a upíná se na olecranon ulnae. (8)

Čihák i Petrovický uvádí, že k m. triceps brachii se ještě počítá malý sval při zevní straně loketního kloubu, m. anconeus, rozepjatý mezi laterálním epikondylem humeru a olecranem. Považuje se za pokračování snopců mediální hlavy m. triceps brachii. Příslušnost k m. triceps je patrná ze stejné inervace. M. anconeus napomáhá extenzi loketního kloubu. (4, 25)

Při úponu m. triceps brachii se vyskytují bursy:

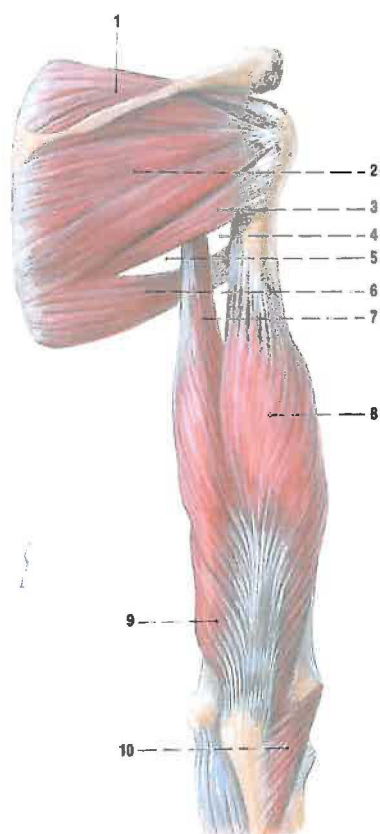
- bursa subcutanea olecrani
 - bursa intratendinea olecrani (nekonstantní)
 - bursa subtendinea musculi tricipitis brachii, mezi úponovou šlachou a olecranem
- (4)

Funkce:

Aktivace celého svalu vyvolává extenzi v loketním kloubu. Caput longum provádí addukci (dle Čiháka), abdukci (dle Véleho) a extenzi v ramenním kloubu. Extenční aktivita m. triceps brachii je závislá na postavení končetiny v loketním kloubu. Maxima dosahuje asi při 20 – 30stupňové flexi. V krajní extenzi a v krajní flexi je účinnost trojhlavého svalu poměrně malá. Caput longum a zevní hlava trojhlavého svalu představují rezervní složku svalu, která se uplatňuje při pohybu proti odporu. Caput mediale je extenzorem při jakékoli extenční aktivitě – primární extenzor loketního kloubu. (2, 4, 37, 38)

Inervace:

N. radialis; kořenová inervace z C6 – C8. (4, 8, 25)



Obr. č. 7. M. triceps brachii: 7 – m. triceps brachii, caput longum, 8 – m. triceps brachii, caput laterale, 9 – m. triceps brachii, caput mediale

2.3.5 Musculus flexor carpi radialis

Musculus flexor carpi radialis, zevní ohýbač zápěstí, probíhá ze společného začátku šikmo k radiální straně dolního konce předloktí; na hranici střední a dolní třetiny předloktí přechází ve štíhlou šlachu a pokračuje skrze canalis carpi do rýhy na os trapezium a tudy k úponu na 2.metakarp. (4)

Začátek svalu:

Caput commune ulnare předloketních svalů. (4, 8, 19)

Úpon svalu:

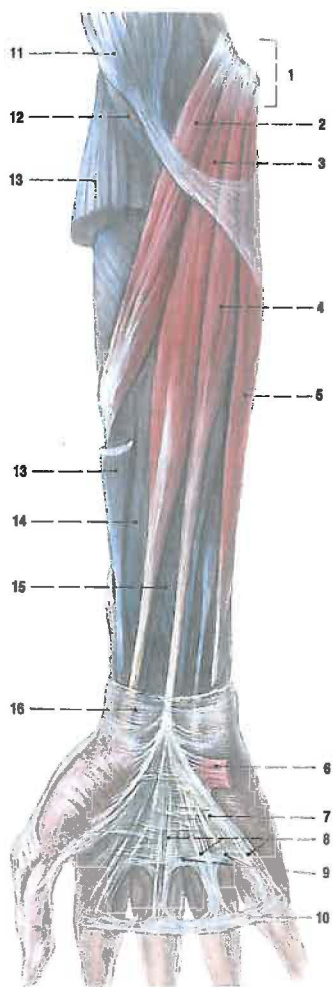
Dlaňová plocha baze 2., zčásti i 3. metakarpu. (4,8, 19)

Funkce:

Sval spolu s m. flexor carpi ulnaris provádí palmární flexi ruky. S m. extensor carpi radialis longus et brevis realizuje radiální dukci ruky. Je i pomocným flexorem v loketním kloubu a dle Věleho se podílí i na pronaci. (4, 8, 38)

Inervace:

N. medianus; kořenová inervace z C6 a C7. (4, 8, 25)



Obr. č. 8. M. flexor carpi radialis (3)

2.3.6 Musculus extensor carpi ulnaris

Musculus extensor carpi ulnaris, vnitřní natahovač zápěstí, je uložen na mediálním okraji dorzální plochy předloktí; přechází v dobře hmatnou šlachu a pod retinaculum musculorum extensorum se dostává na zápěstí. (4, 8)

Začátek svalu:

Začíná jako silný vřetenovitý sval na laterálním epikondylu humeru a zadním okrajem ulny, pod úponem m. anconeus. (4, 8, 25)

Úpon svalu:

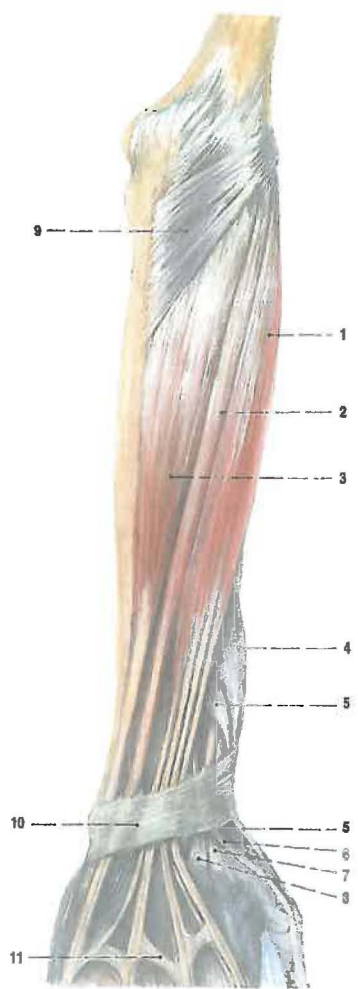
Krátká, ale silná šlacha podbíhá retinaculum extensorum a upíná se na dorzální stranu baze 5. metakarpu. (4, 8, 25)

Funkce:

Sval provádí extenzi zápěstí s ulnární dukcí ruky. (4, 8, 38)

Inervace:

Ramus profundus nervi radialis; kořenová inervace z C7 a C8 (event. i z C6). (4, 8, 25)



Obr. č. 9. M. extensor carpi ulnaris (3)

3. Cíle práce

1. Pomocí EMG měření porovnat přítomnost elektrické aktivity vybraných agonistických a antagonistických svalů horní končetiny (m. deltoideus pars anterior – m. deltoideus pars posterior, m. biceps brachii – m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis – m. extenzor carpi ulnaris) při odlišném způsobu provedení rytmické stabilizace u I. diagonály HK flekčního vzorce.
2. Zhodnotit vliv jednotlivých způsobů provedení rytmické stabilizace na přítomnost symetrické aktivace testovaných svalů při provedení vybraného PNF vzorce pro horní končetinu.
3. Určit způsob provedení rytmické stabilizace, který je charakterizován přítomností co nejvíce symetrické elektromyografické aktivity všech námi testovaných svalů horní končetiny (agonistů i antagonistů), zúčastňujících se příslušného pohybového vzorce (I. diagonály HK flekčního vzorce).

4. Hypotézy

1. Autoři PNF techniky uvádí ve starším vydání své publikace, že posilovací technika rytmické stabilizace se sestává z odporu kladenému oběma rotačním současně, přičemž jsou do odporu zavzaty i ostatní pohybové komponenty. Důraz je ale kladen zejména na rotační komponentu pohybu. Očekávám přítomnost symetrické aktivity všech námi testovaných svalů, tedy agonistů i antagonistů pohybu při tomto způsobu provedení rytmické stabilizace.
2. V novém vydání publikace autorů PNF je technika rytmické stabilizace popsána takto: je kladen odpor distálním pohybovým komponentám v jednom směru a současně proximálním pohybovým komponentám ve směru opačném, přičemž jsou brány v úvahu všechny pohybové komponenty vzorce. Odpor se mění postupně, aby nedošlo k relaxaci svalů. Očekávám, že i při tomto způsobu provedení rytmické stabilizace bude přítomna symetrická aktivita všech námi testovaných agonistů i antagonistů.
3. Očekávám, že při třetím testovaném způsobu provedení rytmické stabilizace (je kladen střídavý odpor agonistům a antagonistům) nebude přítomna symetrická elektrická aktivita všech antagonistických svalů, jak očekávám v předchozích dvou případech. Tato technika nebyla vytvořena autory metody PNF, v praxi vznikla zřejmě modifikací předchozí techniky. Odpor se v tomto případě nemění postupně, dochází tedy k relaxaci, a proto budou střídavě aktivní buď agonisté nebo antagonisté pohybu.
4. Očekávám variabilitu výsledků při způsobech provedení rytmické stabilizace, jejichž autory jsou Dr. Kabat, M. Knott a D. Voss. Roli by zde mohl hrát odpor kladený rotačním složkám pohybu.
5. Předpokládám určitou interindividuální variabilitu výsledků.

5. Metodika výzkumu

5.1 Charakteristika souboru probandů

Vyšetřovaný soubor probandů tvořila homogenní skupina 6 žen s následujícími společnými znaky. Jedná se o studentky fyzioterapie FTVS UK (5 studentek 5.roč., 1 studentka 3.roč.), ve věkovém rozpětí 23 - 26 let, které znají a prakticky ovládají techniku propioceptivní neuromuskulární facilitace. Dominantní horní končetina, kterou jsme při experimentu měřili, je u pěti z nich pravá, u 1 probanda levá. Jedná se o vzorek zdravé populace. Žádný proband v anamnéze neuvádí úraz či zlomeninu v oblasti dominantní horní končetiny, neudává ani současné obtíže či bolesti v této oblasti. Účast všech probandů v experimentu byla dobrovolná, všichni souhlasili s uvedením výsledků v této práci.

5.2 Nastavení experimentu

5.2.1 Technické zázemí

Měření probíhalo v kineziologické laboratoři FTVS UK. Využili jsme EMG přístroj TeleMyo16 od firmy Noraxon, který má k dispozici 16 kanálů.

Pro zpracování záznamů byl použit software MyoResearch XP od firmy Noraxon.

5.2.2 Lokalizace elektrod

Záznam svalové aktivity byl snímán pomocí bipolárních originálních povrchových samolepících elektrod kruhového tvaru s normovanou vzdáleností (referenční elektrody byly umístěny tak, aby se okraje aktivní a referenční elektrody dotýkaly). Elektrody byly nalepeny na kůži, předem odmaštěnou lihobenzínem, do míst nad svalovým bříškem testovaných svalů. EMG aktivitu jsme zaznamenávali ze 6 svodů. Zemní elektroda byla umístěna na dorzální stranu zápěstí netestované HK probanda. Kabely jdoucí od elektrod k vlastnímu EMG přístroji byly vedeny tak, aby nedocházelo k jejich křížení či doteku s ostatními elektrodami.

Lokalizace elektrod pro jednotlivé svaly:

- *m. deltoideus pars anterior*: v polovině vzdálenosti mezi začátkem a úponem svalu; obě elektrody v průběhu svalových vláken.
- *m. deltoideus pars posterior*: v polovině vzdálenosti mezi začátkem a úponem svalu; obě elektrody v průběhu svalových vláken.
- *m. biceps brachii*: v polovině vzdálenosti mezi začátkem a úponem svalu, ve středu svalového bříška; obě elektrody v průběhu svalových vláken.
- *m. triceps brachii*: v polovině vzdálenosti mezi začátkem a úponem svalu, ve středu svalového bříška; obě elektrody v průběhu svalových vláken.
- *m. flexor carpi radialis*: v proximální třetině předloktí z ventrolaterální strany při supinovaném předloktí, nad svalovým bříškem; obě elektrody v průběhu svalových vláken.
- *m. extensor carpi ulnaris*: v proximální třetině předloktí z dorzolaterální strany při předloktí v pronaci, nad svalovým bříškem; obě elektrody v průběhu svalových vláken.



Obr. č. 10 a 11. Lokalizace elektrod.

Vzhledem k tomu, že elektrody svou velikostí zasahují i do ostatních flexorů/extenzorů zápěstí, byla spolu s m. flexor carpi radialis měřena aktivita i ostatních flexorů zápěstí a spolu s m. extensor carpi ulnaris aktivita ostatních extenzorů zápěstí.

Volba testovaných svalů byla dána jejich přístupností pro snímání aktivity pomocí povrchové elektromyografie. Další hledisko bylo, abychom mohli zjišťovat a porovnávat aktivitu svalů celé HK při technice rytmické stabilizace. Proto jsme volili navzájem antagonistické svaly ramenního kloubu, loketního kloubu a zápěstí.

5.2.3 Konstanty experimentu

Stanovili jsme 3 konstanty experimentu:

- přesně definovaná poloha horní končetiny – jedná se o následující polohu segmentů horní končetiny při I. diagonále flekčním vzorci
 - lopatka: střední poloha abdukce a zevní rotace dolního úhlu
 - ramenní kloub: 45° flexe, 45° abdukce, střední poloha zevní rotace
 - loketní kloub: 90° flexe
 - předloktí + zápěstí: konečná pozice I. diagonály flekčního vzorce
- provedení izometrické kontrakce proti optimálnímu manuálnímu odporu kladeným terapeutem
- časová konstanta – byl vybrán časový interval 3 sekund ustálené izometrické kontrakce pro techniku rytmické stabilizace, kde je kladen střídavý odpor agonistům a antagonistům

Optimální manuální odpor izometrické kontrakci

Jedná se o takový odpor, kdy nesmí dojít k přerušení pacientova držení. Cílem je kokontrakce všech svalů horní končetiny. Proband se brání změně polohy zapnutím všech svalů za cílem dosažení stabilizace. Velmi tu záleží na zkušenostech fyzioterapeuta, na jeho schopnostech vnímat možnosti probanda a adekvátně mu klást a přizpůsobovat odpor. Proto byl odpor kladen zkušeným fyzioterapeutem.

Pozice terapeuta byla ve směru vzorce a byly použity manuální kontakty dle způsobu provedení rytmické stabilizace.

5.2.4 Testy maximální volní kontrakce

Před samotným měřením byla zaznamenána elektrická aktivita ze sledovaných svalů při provádění maximální volní kontrakce (MVC – maximal voluntary contraction) proti odporu v izometrickém režimu kontrakce při střední délce svalu.

Pro zjištění MVC všech šesti svalů jsme použili svalového testu dle Jandy (1996):

- pro m. deltoideus přední část: vsedě, HK: ramenní a loketní kloub ve flexi 90°; odpor terapeuta: na ventrální stranu paže proti flexi ramenního kloubu
- pro m. deltoideus zadní část: HK: vleže na břicho, ramenní kloub v abdukci 90°, loketní kloub ve flexi 90°; odpor terapeuta: na dorzální stranu paže proti horizontální abdukci ramenního kloubu
- pro m. biceps brachii: vsedě, HK: podél těla, loketní kloub ve flexi 90°, předloktí v supinaci; odpor terapeuta: na ventrální stranu předloktí proti flexi loketního kloubu
- pro m. triceps brachii: vleže na břicho, HK: ramenní kloub v abdukci 90°, loketní kloub ve flexi 90°, předloktí v supinaci; odpor terapeuta: na dorzální stranu předloktí proti extenzi loketního kloubu
- pro m. flexor carpi radialis: vsedě, HK: loketní kloub v lehké flexi, předloktí mezi supinací a středním postavením, zápěstí ve středním postavení; odpor terapeuta: na thenar proti flexi zápěstí s radiální dukcí
- pro m. extensor carpi ulnaris: vsedě, HK: loketní kloub v mírné flexi, předloktí v pronaci, zápěstí ve středním postavení; odpor terapeuta: na hřbet ruky (hlavní tlak proti hlavičce V. metakarpu) proti extenzi zápěstí s ulnární dukcí

5.3 Průběh experimentu

Měření probíhalo na výškově nastavitelném lehátku. Poloha probanda byla při všech způsobech provedení rytmické stabilizace vleže na zádech na okraji lehátka tak, aby nedošlo ke styku elektrod umístěných na zadní části m. deltoideus s lehátkem. Dominantní horní končetina probanda (v 5 případech pravá HK, v jednom levá HK) byla nastavena do polohy I. diagonály HK flekčního vzorce (viz. 5.2.3 konstanty experimentu – přesně definovaná poloha horní končetiny). Před měřením EMG aktivity vybraných svalů byla probandovi vysvětlena taktika provedení a směry kladených

odporů. Poté bylo provedeno pokusné měření. V některých případech ho bylo nutné zopakovat, abychom docílili žádané spolupráce probanda s terapeutem. Následovalo vlastní měření, řízené slovními povely terapeuta. Takto jsme postupovali u všech třech měřených způsobů provedení rytmické stabilizace. Na začátku experimentu jsme se rozhodli změřit aktivitu testovaných svalů i při volní kokontrakci. V tomto případě byla probandovi nastavena testovaná HK do stejné polohy jako při předchozích měřeních a byla měřena aktivita svalů, aniž by byl probandovi kladen odpor. Mezi jednotlivými měřeními byla 2minutová pauza, abychom předešli svalové únavě probanda i terapeuta.

5.4 Zpracování záznamu

Z každého EMG záznamu byl vybrán úsek ustálené elektrické aktivity o délce 2 s. V tomto vybraném úseku byla hodnocena elektrická aktivita ze všech šesti svodů. Záznam byl zpracován pomocí programu MyoResearch XP, který umožňuje kvantifikaci EMG signálu několika způsoby. My jsme signál kvantifikovali parametrem průměrné amplitudy. Nejprve byl ovšem signál zpracován rektifikací. Průměrná amplituda MVC představovala 100% aktivity měřeného svalu. K této hodnotě se poměrně vztahovala každá další hodnota dosažená u téhož svalu a probanda v průběhu provádění všech způsobů rytmické stabilizace včetně volní kokontrakce bez odporu. Tím jsme získali procentuální vyjádření elektrické aktivity svalu během provádění rytmické stabilizace a při volní kokontrakci bez odporu vzhledem k jeho maximální elektrické aktivitě.

Výsledky měření jsme vyjádřili pomocí grafů v programu Excel. Matematickými operacemi jsme poté získali hodnoty průměrné aktivity měřených svalů (vyjádřené v procentech MVC) a směrodatné odchylky (vyjadřuje, jak velké jsou rozdíly mezi aktivitou u jednotlivých svalů) u všech třech měřených způsobů provedení rytmické stabilizace včetně volní kokontrakce bez odporu.

Toto umožnilo intraindividuální a interindividuální porovnání rozdílů v aktivitě jednotlivých svalů.

6. Výsledky

Nejprve uvádím souhrn výsledků naměřených a dále zpracovaných u jednotlivých probandů, dále následují souhrnné výsledky vztahující se k jednotlivým způsobům provedení rytmické stabilizace a k volní kokontrakci bez odporu.

6.1 Výsledky měření u jednotlivých probandů

U každého probanda nejprve uvádím tabulku, která ukazuje maximální volní kontrakci měřených svalů (m. deltoideus pars anterior, m. deltoideus pars posterior, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis a m. extenzor carpi ulnaris) a jejich aktivitu při třech způsobech provedení rytmické stabilizace (izometrická kontrakce proti odporu) a při volní kokontrakci bez odporu vyjádřenou průměrnou amplitudou a procenty maximální volní kontrakce (MVC).

U rytmické stabilizace, kdy je odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, jsou uvedeny dvě hodnoty aktivity svalu (v procentech MVC) pro každý sval. Hodnota v horním řádku vyjadřuje aktivitu svalu, když byl kladen odpor agonistům flekčního vzorce I. diagonály HK (m. biceps brachii, m. deltoideus pars anterior, m. flexor carpi radialis), hodnota ve spodním řádku vyjadřuje aktivitu svalu, kdy byl kladen odpor antagonistům příslušného vzorce (m. triceps brachii, m. deltoideus pars post., m. extenzor carpi ulnaris).

U každého probanda je dále uvedeno grafické znázornění aktivity měřených svalů vyjádřené procenty MVC při každém způsobu provedení rytmické stabilizace a při volní kokontrakci bez odporu.

U rytmické stabilizace, kdy je odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, modré sloupce znázorňují hodnoty aktivity svalů, když byl odpor kladen agonistům flekčního vzorce I. diagonály HK (m. biceps brachii, m. deltoideus pars anterior, m. flexor carpi radialis), růžové sloupce znázorňují hodnoty aktivity svalů, když byl odpor kladen antagonistům příslušného vzorce (m. triceps brachii, m. deltoideus pars post., m. extenzor carpi ulnaris).

Po grafech následuje u každého probanda tabulka, kde je vyjádřena průměrná hodnota aktivity měřených svalů (vyjádřená v procentech MVC) a směrodatná odchylka opět u třech způsobů provedení rytmické stabilizace a u volní kokontrakce bez odporu.

U rytmické stabilizace, kdy je odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, jsou v horním řádku uvedeny hodnoty, vztahující se k odporu kladenému agonistům flekčního vzorce I. diagonály HK (m. biceps brachii, m. deltoideus pars anterior, m. flexor carpi radialis), ve spodním řádku jsou uvedeny hodnoty, které se vztahují k odporu kladenému antagonistům příslušného vzorce (m. triceps brachii, m. deltoideus pars post., m. extenzor carpi ulnaris).

Použité zkratky:

PA – *průměrná amplituda*

% MVC – *procento maximální volní kontrakce*

RS – R – *rytmická stabilizace – odpor kladen rotačním komponentám agonistů i antagonistů*

RS – PD – *rytmická stabilizace – odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům*

RS – AA – *rytmická stabilizace – odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům*

VKBO – *volní kokontrakce bez odporu*

BB – *m. biceps brachii*

TB – *m. triceps brachii*

DA – *m. deltoideus – pars anterior*

DP – *m. deltoideus – pars posterior*

FCR – *m. flexor carpi radialis*

ECU – *m. extenzor carpi ulnaris*

P1....P6 – *proband č. 1 ...proband č. 6*

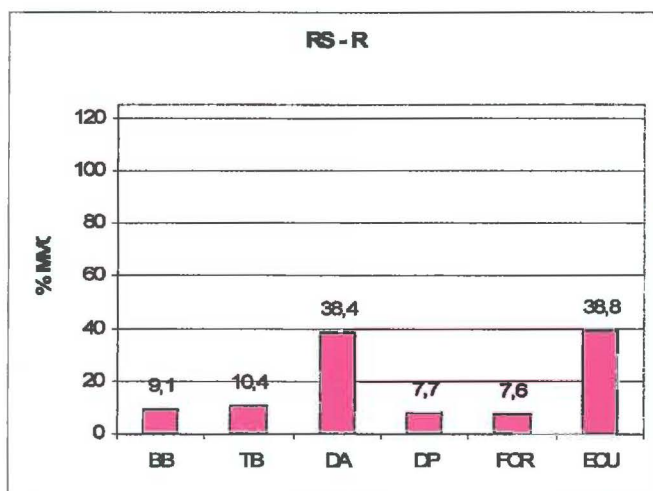
Výsledky měření u probanda č. 1

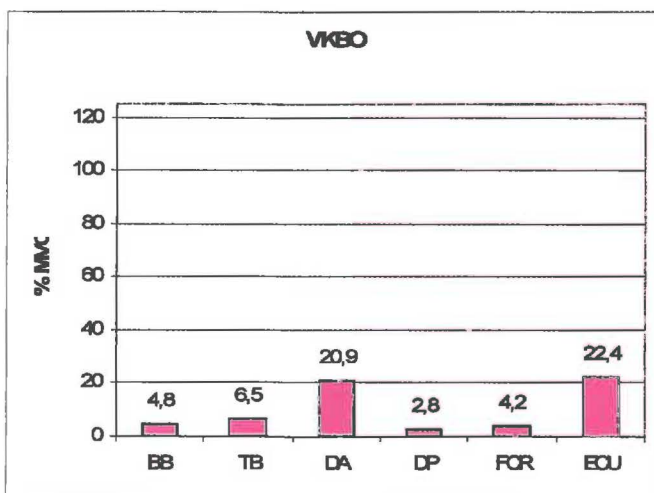
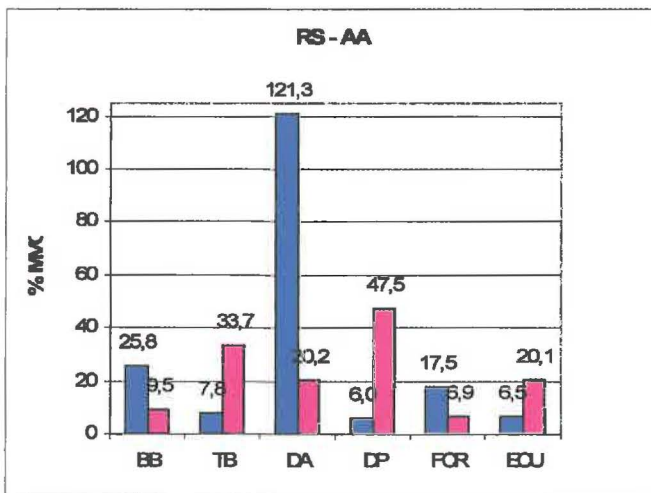
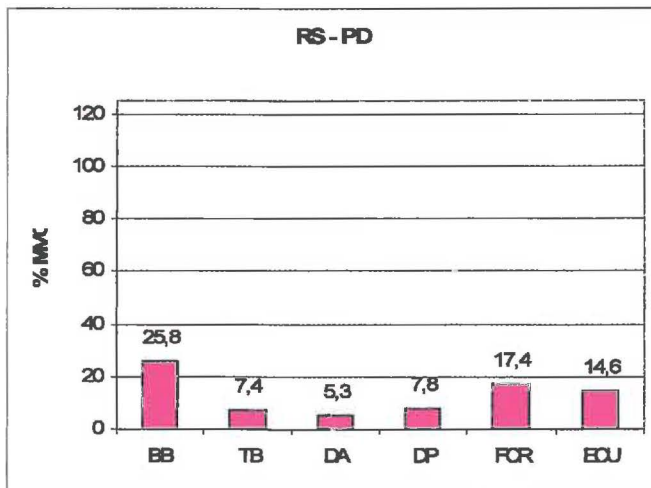
Tabulka č. 2 a 3. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoid. - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	605,9	100,0	447,2	100,0	504,7	100,0
RS - R	55,0	9,1	46,7	10,4	193,9	38,4
RS - PD	156,3	25,8	33,2	7,4	26,9	5,3
RS - AA	107,1	25,8	92,9	7,8	357,2	121,3
	± 49,4	9,5	± 57,9	33,7	± 255,0	20,2
VKBO	28,9	4,8	29,3	6,5	105,6	20,9

	M. deltoid. - post.		M. flex. carpi rad.		M. ext. carpi uln.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	432,8	100,0	435,0	100,0	487,9	100,0
RS - R	33,5	7,7	32,9	7,6	189,1	38,8
RS - PD	33,9	7,8	75,6	17,4	71,4	14,6
RS - AA	115,7	6,0	53,1	17,5	65,0	6,5
	± 89,8	47,5	± 23,1	6,9	± 33,1	20,1
VKBO	12,2	2,8	18,1	4,2	109,2	22,4

Graf č. 1 – 4. Znázornění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmické stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 4. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	18,7	14,1
RS - PD	13,1	7,1
RS - AA	30,8	41,1
	23,0	14,0
VKBO	10,3	8,1

U probanda č. 1 byla zjištěna nejmenší hodnota směrodatné odchylky (7,1) u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. U volní kokontrakce bez odporu činila hodnota směrodatné odchylky 8,1; u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů, se tato hodnota rovnala 14,1. Největší hodnoty směrodatné odchylky (41,1 a 14,0) vykazovala rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

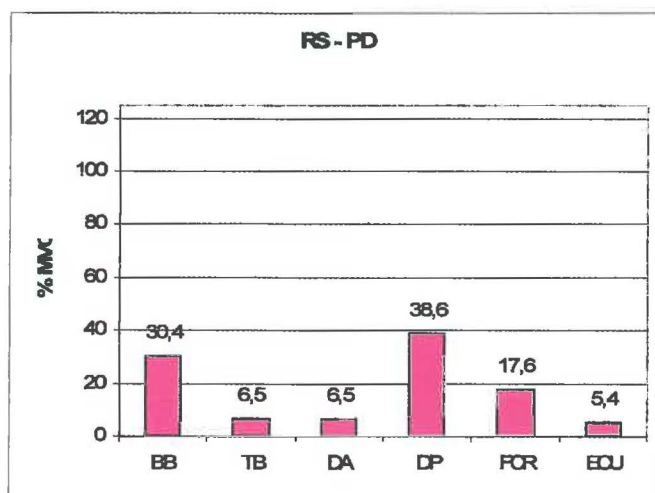
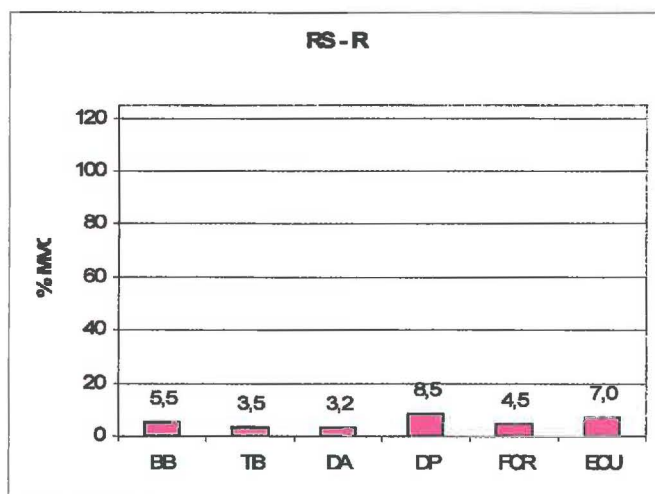
Výsledky měření u probanda č. 2

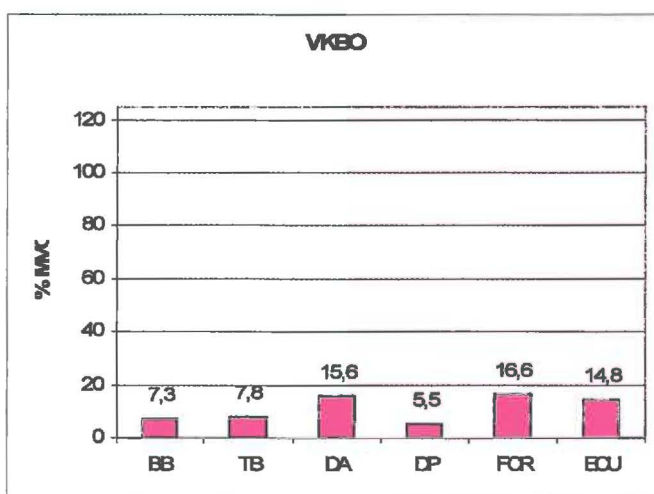
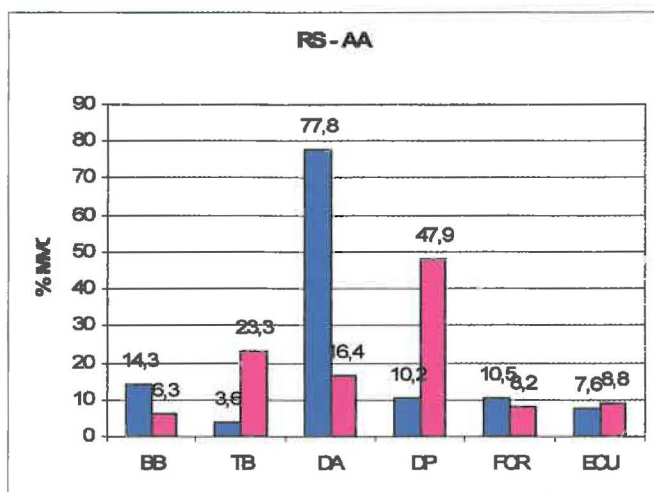
Tabulka č. 5 a 6. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoid. - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	532,8	100,0	649,7	100,0	272,4	100,0
RS - R	29,5	5,5	22,8	3,5	8,7	3,2
RS - PD	162,0	30,4	42,3	6,5	17,7	6,5
RS - AA	54,9	14,3	87,4	3,6	128,3	77,8
	± 21,1	6,3	± 64,0	23,3	± 83,5	16,4
VKBO	39,1	7,3	50,6	7,8	42,4	15,6

	M. deltoideus - post.		M. flexor carpi radialis		M. extensor carpi ulnaris	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	298,4	100,0	293,0	100,0	531,5	100,0
RS - R	25,5	8,5	13,2	4,5	37,0	7,0
RS - PD	115,2	38,6	51,5	17,6	28,9	5,4
RS - AA	86,7	10,2	27,5	10,5	43,4	7,6
	$\pm 56,2$	47,9	$\pm 3,4$	8,2	$\pm 3,2$	8,8
VKBO	16,5	5,5	48,7	16,6	78,6	14,8

Graf č. 5 – 8. Znárodnění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmické stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 7. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	5,4	1,9
RS - PD	17,5	12,9
RS - AA	20,7	25,8
	18,5	14,4
VKBO	11,3	4,5

U probanda č. 2 byla zjištěna nejmenší hodnota směrodatné odchylky (1,9) u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů i antagonistů. V případě volní kokontrakce bez odporu se hodnota směrodatné odchylky rovnala 4,5; v případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně

antagonistům, tato hodnota činila 12,9. Největší hodnoty směrodatné odchylky (25,8 a 14,4) byly zjištěny u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

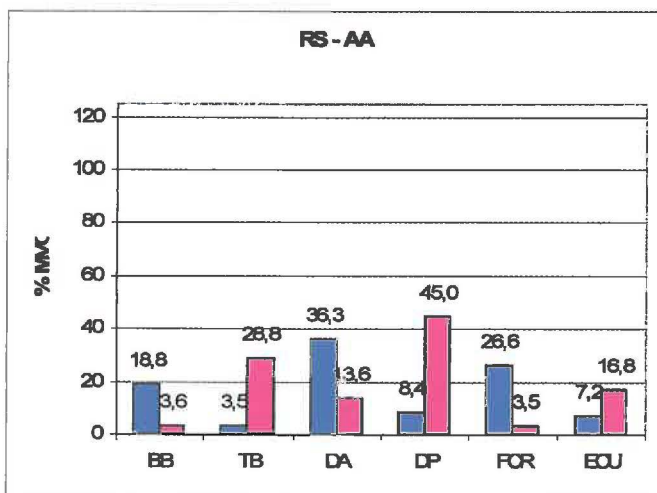
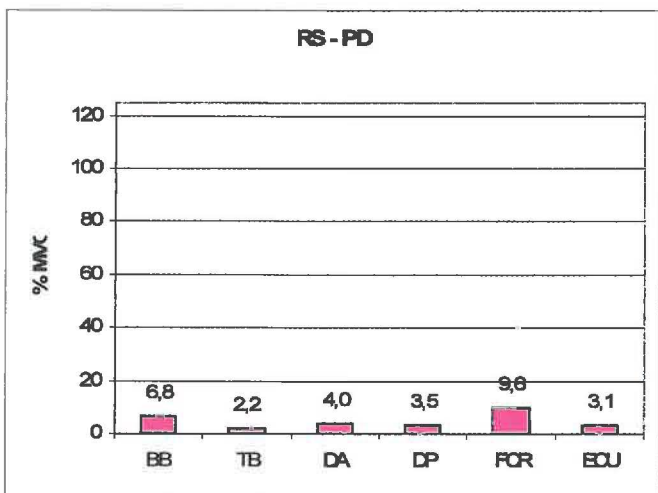
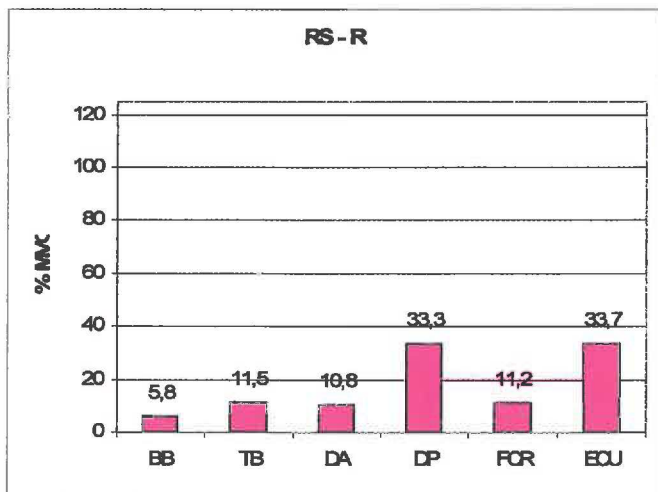
Výsledky měření u probanda č. 3

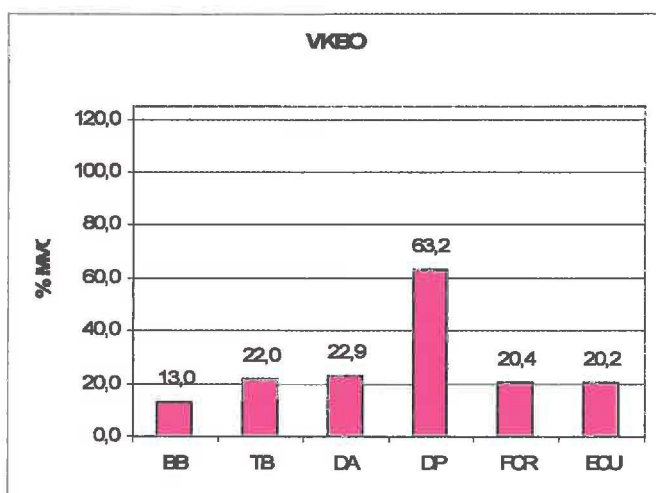
Tabulka č. 8 a 9. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoidei - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	780,1	100,0	513,7	100,0	529,5	100,0
RS - R	45,1	5,8	59,2	11,5	57,2	10,8
RS - PD	52,9	6,8	11,5	2,2	21,2	4,0
RS - AA	87,2	18,8	82,8	3,5	132,2	36,3
	± 59,2	3,6	± 65,0	28,8	± 60,0	13,6
VKBO	101,1	13,0	113,1	22,0	121,3	22,9

	M. deltoidei - post.		M. flex. carpi rad.		M. ext. carpi uln.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	187,0	100,0	575,0	100,0	417,5	100,0
RS - R	62,2	33,3	64,5	11,2	140,9	33,7
RS - PD	6,6	3,5	55,2	9,6	12,9	3,1
RS - AA	49,9	8,4	86,4	26,6	50,0	7,2
	± 34,2	45,0	± 66,3	3,5	± 20,2	16,8
VKBO	118,1	63,2	117,1	20,4	84,2	20,2

Graf č. 9 – 12. Znárodnění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmičné stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 10. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	17,7	11,3
RS - PD	4,9	2,5
RS - AA	16,8	11,7
	18,6	14,6
VKBO	27,0	16,5

U probanda č. 3 byla nejmenší hodnota směrodatné odchylky (2,5) zjištěna u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. V případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů, tato hodnota činila 11,3. Směrodatné odchylky zjištěné u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, činily 11,7 a 14,6. Největší hodnotu směrodatné odchylky (16,5) vykazovala volní kokontrakce bez odporu.

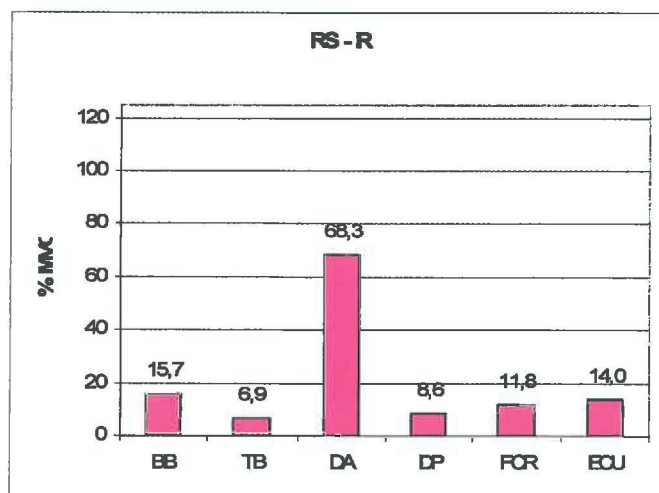
Výsledky měření u probanda č. 4

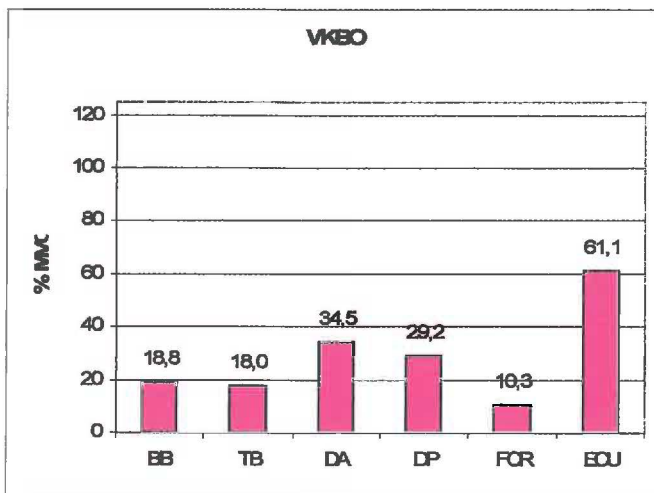
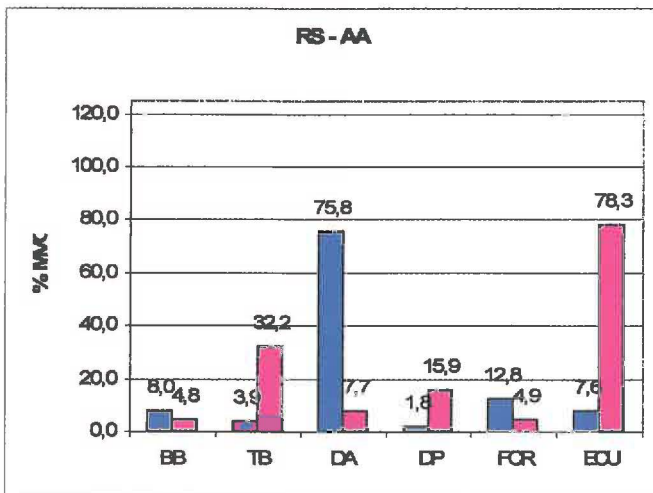
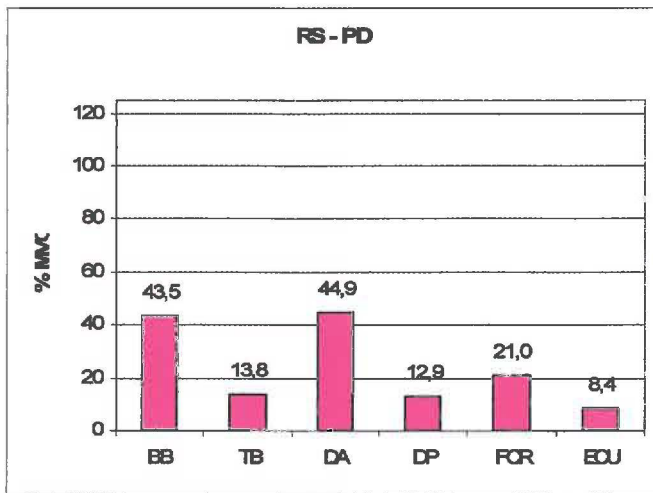
Tabulka č. 11 a 12. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoid. - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	706,3	100,0	366,6	100,0	367,4	100,0
RS - R	110,9	15,7	25,2	6,9	251,0	68,3
RS - PD	307,0	43,5	50,5	13,8	165,0	44,9
RS - AA	45,2	8,0	66,2	3,9	153,3	75,8
	± 11,6	4,8	± 51,9	32,2	± 125,1	7,7
VKBO	132,6	18,8	65,9	18,0	126,8	34,5

	M. deltoid. - post.		M. flex. carpi rad.		M. ext. carpi uln.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	585,7	100,0	483,3	100,0	342,5	100,0
RS - R	50,6	8,6	57,1	11,8	48,0	14,0
RS - PD	75,6	12,9	101,5	21,0	28,6	8,4
RS - AA	52,0	1,8	42,9	12,8	147,1	7,6
	± 41,4	15,9	± 19,0	4,9	± 120,9	78,3
VKBO	170,8	29,2	50,0	10,3	209,3	61,1

Graf č. 13 – 16. Znárodnění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmické stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 13. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	20,9	21,4
RS - PD	24,1	14,7
RS - AA	18,3	25,9
	24,0	26,1
VKBO	28,7	16,5

U probanda č. 4 byla zjištěna nejmenší hodnota směrodatné odchylky (14,7) u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. Dále u volní kokontrakce bez odporu, zde hodnota směrodatné odchylky činila 16,5. V případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů i antagonistů se tato hodnota rovnala 21,4. Největší hodnoty směrodatné odchylky (25,9 a 26,1) vykazovala technika rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

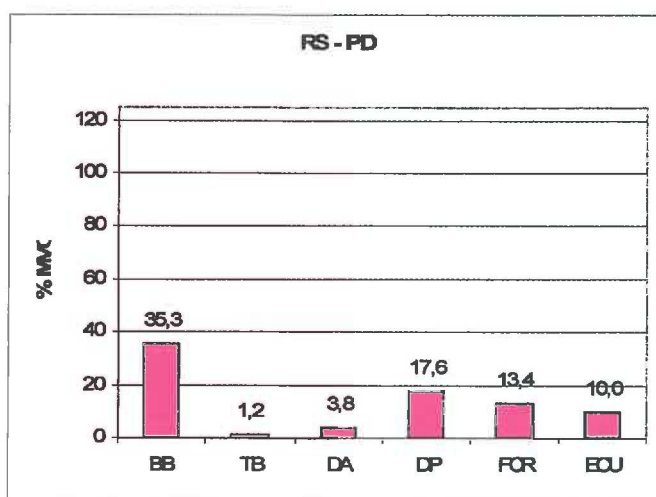
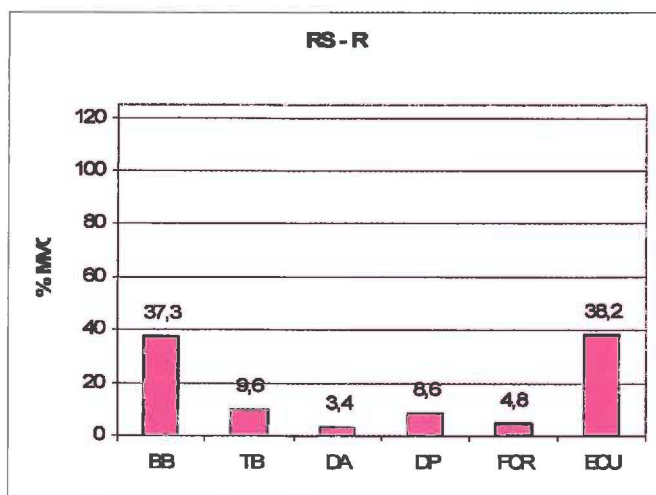
Výsledky měření u probanda č. 5

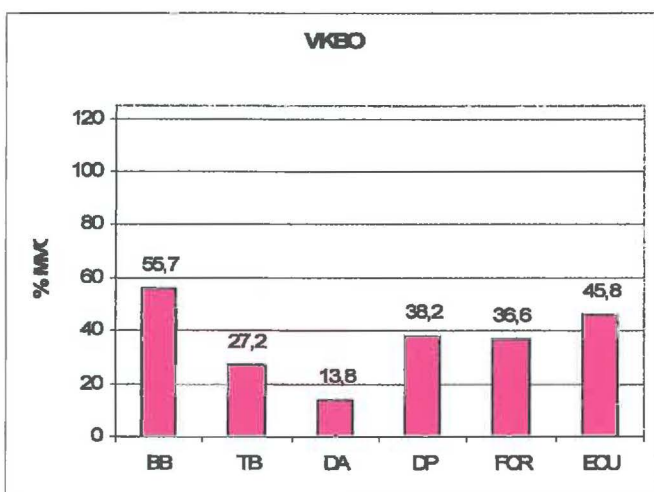
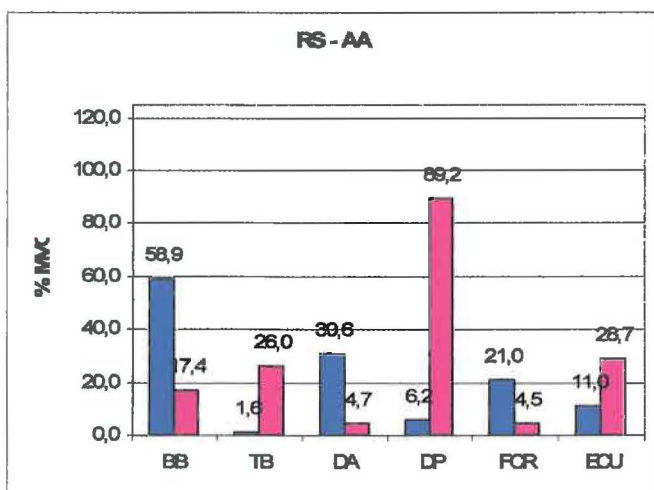
Tabulka č. 14 a 15. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoid. - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	792,9	100,0	998,0	100,0	932,3	100,0
RS - R	295,9	37,3	95,6	9,6	31,6	3,4
RS - PD	279,7	35,3	11,8	1,2	35,3	3,8
RS - AA	302,5	58,9	137,6	1,6	164,3	30,6
	± 164,9	17,4	± 121,7	26,0	± 120,8	4,7
VKBO	441,9	55,7	271,4	27,2	128,3	13,8

	M. deltoid. - post.		M. flex. carpi rad.		M. ext. carpi uln.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	659,5	100,0	560,3	100,0	403,4	100,0
RS - R	56,7	8,6	26,8	4,8	153,9	38,2
RS - PD	116,2	17,6	75,3	13,4	40,4	10,0
RS - AA	314,5	6,2	71,6	21,0	80,0	11,0
	± 273,5	89,2	± 46,3	4,5	± 35,6	28,7
VKBO	251,9	38,2	205,0	36,6	184,8	45,8

Graf č. 17 – 20. Znázornění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmické stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 16. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	17,0	14,8
RS - PD	13,6	11,2
RS - AA	21,6	19,2
	28,4	28,7
VKBO	36,2	13,3

U probanda č. 5 byla zjištěna nejmenší hodnota směrodatné odchylky (11,2) u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. V případě volní kokontrakce bez odporu se hodnota směrodatné odchylky rovnala 13,3; u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a

antagonistů, to byla hodnota 14,8. Největší hodnoty směrodatné odchylky (19,2 a 28,7) byly zjištěny u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

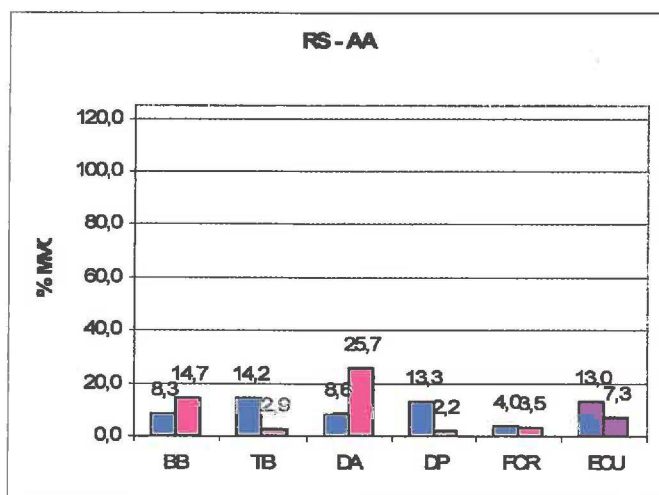
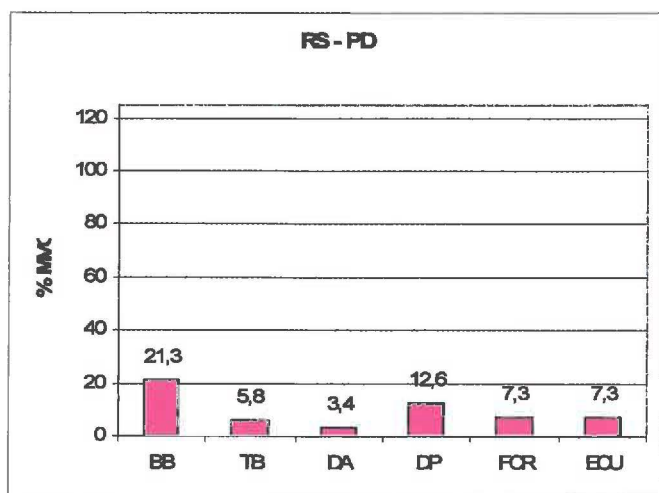
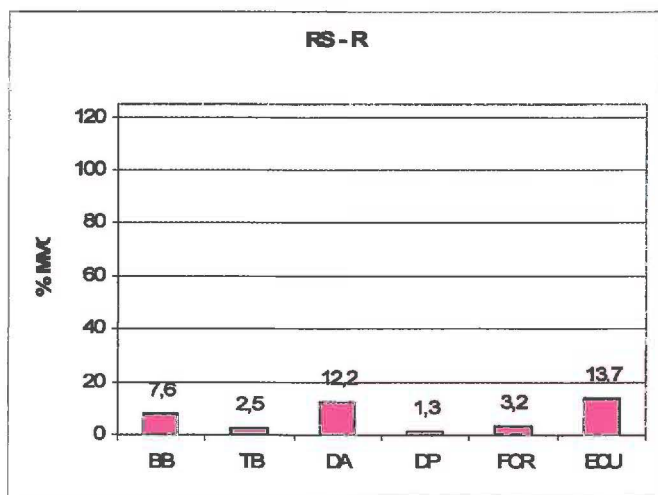
Výsledky měření u probanda č. 6

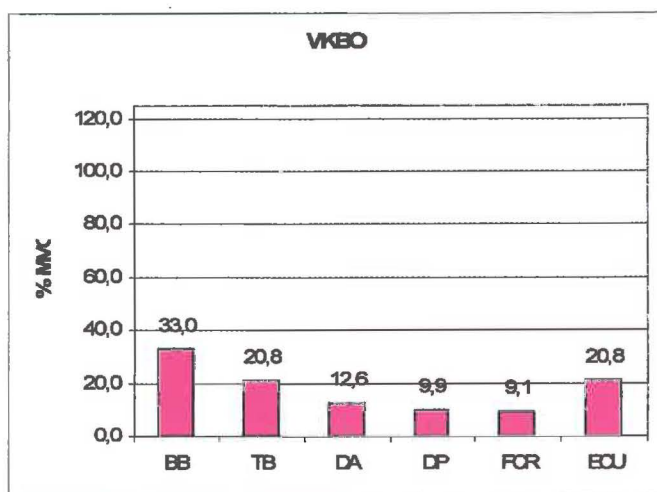
Tabulka č. 17 a 18. Výsledky měření vyjádřené průměrnou amplitudou (uV) a procenty MVC.

	M. biceps brachii		M. triceps brachi		M. deltoid. - ant.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	671,2	100,0	636,6	100,0	307,1	100,0
RS - R	51,2	7,6	15,6	2,5	37,4	12,2
RS - PD	142,8	21,3	37,2	5,8	10,4	3,4
RS - AA	77,2	8,3	54,4	14,2	52,6	8,6
	± 21,5	14,7	± 36,2	2,9	± 26,2	25,7
VKBO	221,4	33,0	132,2	20,8	38,7	12,6

	M. deltoid. - post.		M. flex. carpi rad.		M. ext. carpi uln.	
	PA	% MVC	PA	% MVC	PA	% MVC
MVC	623,4	100,0	474,4	100,0	510,1	100,0
RS - R	7,9	1,3	15,2	3,2	70,1	13,7
RS - PD	78,5	12,6	34,8	7,3	37,0	7,3
RS - AA	48,2	13,3	17,8	4,0	51,8	13,0
	± 34,7	2,2	± 1,2	3,5	± 14,7	7,3
VKBO	61,9	9,9	43,1	9,1	106,3	20,8

Graf č. 21 – 24. Znáznornění aktivity svalů vyjádřené procenty MVC při rytmické stabilizaci a volní kokontrakci bez odporu.





Tabulka č. 19. Průměrná hodnota aktivity měřených svalů (v % MVC) a směrodatná odchylka.

	průměr	směrodatná odchylka
RS - R	6,8	4,8
RS - PD	9,6	5,9
RS - AA	10,2	3,6
	9,4	8,4
VKBO	17,7	8,3

U probanda č. 6 byla zjištěna nejmenší hodnota směrodatné odchylky (4,8) u rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů. V případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům, tato hodnota činila 5,9; v případě volní kokontrakce bez odporu 8,3. U rytmické stabilizace, kdy byl kladen odpor střídavě agonistům a antagonistům, byly zjištěny hodnoty směrodatné odchylky 3,6 a 8,4.

6.2 Výsledky měření u jednotlivých způsobů provedení rytmické stabilizace a u volní kokontrakce bez odporu

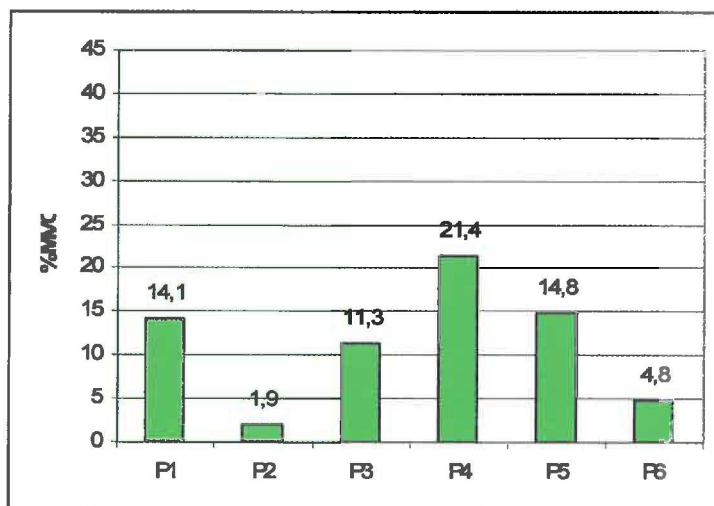
Pro každý způsob provedení rytmické stabilizace a pro volní kokontrakci bez odporu uvádím grafy, kde jsou znázorněny hodnoty směrodatných odchylek (vyjádřené procenty MVC) u jednotlivých probandů.

Následně uvádím průměrnou hodnotu směrodatné odchylky pro každý způsob provedení rytmické stabilizace včetně volní kokontrakce bez odporu, aby bylo možné výsledky dále porovnat.

U rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, zelené sloupce v grafu vyjadřují směrodatné odchylky, které vyjadřují rozdíly v aktivitě svalů, když byl odpor kladen agonistům; žluté sloupce, když byl odpor kladen antagonistům.

Rytmická stabilizace – odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů

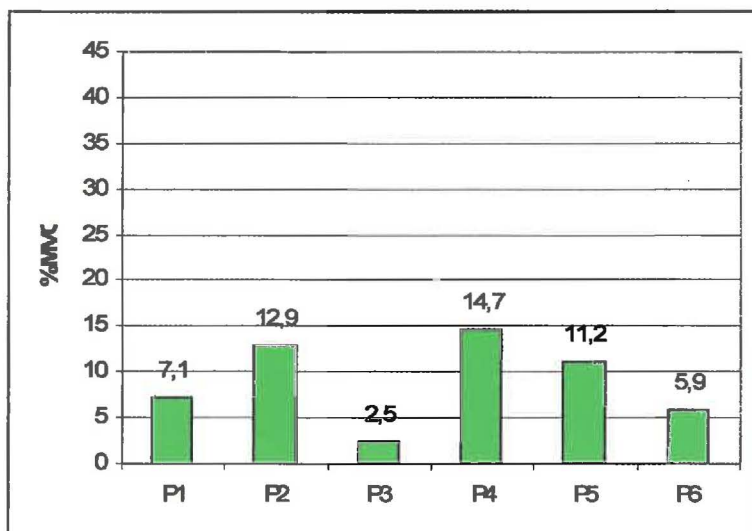
Graf č. 25. Hodnoty směrodatných odchylek u souboru šesti probandů.



Hodnota průměrné směrodatné odchylky = 11,3.

Rytmická stabilizace – odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům

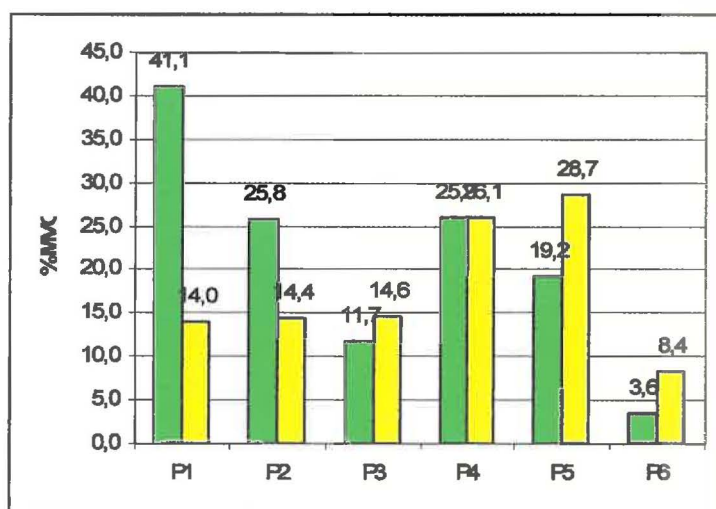
Graf č. 26. Hodnoty směrodatných odchylek u souboru šesti probandů.



Hodnota průměrné směrodatné odchylky = 9,05.

Rytmická stabilizace – odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům

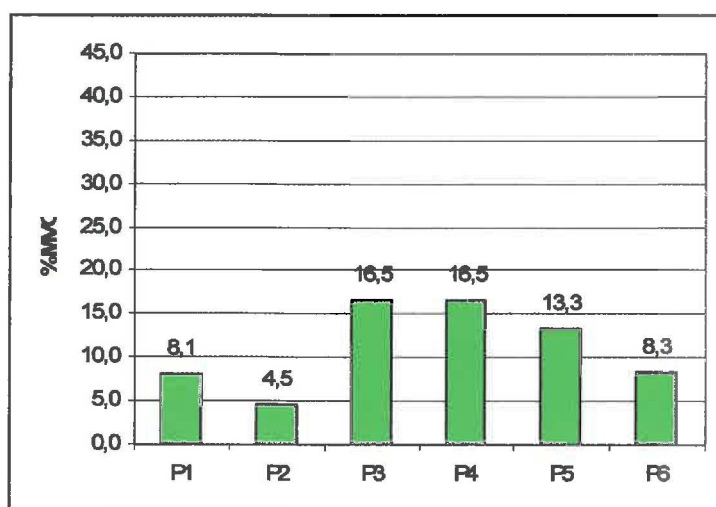
Graf č. 27. Hodnoty směrodatných odchylek u souboru šesti probandů.



Hodnota průměrné směrodatné odchylky = 21,2 a 17,7.

Volní kokontrakce bez odporu

Graf č. 28. Hodnoty směrodatných odchylek u souboru šesti probandů.



Hodnota průměrné směrodatné odchylky = 11,2.

7. Diskuse

Měření a následné porovnání aktivity vzájemně antagonistických svalů při odlišném způsobu provedení techniky rytmické stabilizace nebylo dosud v nám dostupné literatuře popsáno, proto jsme se rozhodli ozřejmit účinnost v praxi používaných způsobů provedení rytmické stabilizace.

Dle výsledků vyplývá, že nejsymetričtější aktivitu měřených svalů vykazuje rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. Průměrná hodnota směrodatné odchylky u souboru šesti probandů je 9,1.

Velmi podobné výsledky vykazuje volní kokontrakce bez odporu a rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů. V případě volní kokontrakce bez odporu je průměrná hodnota směrodatné odchylky u souboru šesti probandů rovna 11,2. V případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů, se tato hodnota rovná 11,3.

Největší rozdíly v aktivitě svalů vykazuje rytmická stabilizace, kdy byl kladen odpor střídavě agonistům a antagonistům. Dle výsledků je zřejmé, že převažuje aktivita agonistů/antagonistů dle toho, kterým svalovým skupinám byl kladen odpor. V případě, že je odpor kladen agonistům, jsou více aktivní agonisté a antagonisté jsou spíše v útlumu. V případě, že je kladen odpor antagonistům, je tomu přesně naopak. Není tedy pozorována symetrická současná aktivita všech měřených svalů. Proto byly spočítány dvě hodnoty průměrné směrodatné odchylky pro soubor šesti probandů – hodnota 21,2 platí pro situaci, kdy byl odpor kladen agonistům, hodnota 17,7 platí pro situaci, kdy byl odpor kladen antagonistům.

Z našich výsledků vyplývá určitá míra interindividuální variability, což potvrzuje naši 5. hypotézu, je však možné najít jisté tendence.

Zjistili jsme, že u 4 probandů (č. 1, 3, 4, 5) bylo nejsymetričtější zapojení měřených svalů v případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. U 2 probandů (č. 2, 6) to byla rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů.

Na druhém místě, co se týče symetrie aktivity měřených svalů, byla u 4 probandů (č. 1, 2, 4, 5) volní kokontrakce bez odporu, u 1 probanda (č. 3) rytmická stabilizace, kdy byl kladen odpor rotačním komponentám agonistů a antagonistů; a u 1 probanda (č. 6) rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům.

Na třetím místě v symetrii aktivity měřených svalů byla u 3 probandů (č. 1, 4, 5) byla rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů, u 1 probanda (č. 2) rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům; u 1 probanda (č. 6) volní kokontrakce bez odporu a u 1 probanda (č. 3) rytmická stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům.

Největší rozdíly v aktivitě měřených svalů byly zjištěny u 5 probandů (č. 1, 2, 4, 5, 6) v případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, pouze u jednoho probanda (č. 3) to byla volní kokontrakce bez odporu.

Techniku rytmické stabilizace je možné provádět v jakékoliv poloze vybraného facilitačního vzorce. My jsme zvolili flekční vzorec I. diagonály HK, končetina byla nastavena do střední polohy flekčního vzorce. Mohla by být možná variabilita výsledků i v závislosti na poloze testované končetiny, to ovšem nebylo předmětem našeho zkoumání.

Pro testování jsme zvolili vzájemně antagonistické svaly celé horní končetiny (ramenního, loketního kloubu a zápěstí) pro větší validitu výsledků.

8. Závěr

Cílem naší práce bylo zjištění a porovnání aktivity agonistických a antagonistických svalů horní končetiny (m. deltoideus – pars anterior, m. deltoideus – pars posterior, m. biceps brachii, m. biceps brachii, m. flexor carpi radialis a m. extensor carpi ulnaris) při odlišném způsobu provedení techniky rytmické stabilizace. Testovali jsme tři způsoby provedení rytmické stabilizace: 1. odpor je kladen rotačním komponentám obou vzorců současně, přičemž nejsou opomenuty ostatní pohybové komponenty (je uvedeno v metodě PNF); 2. odpor je kladen distálním pohybovým komponentám v jednom směru a současně proximálním pohybovým komponentám ve směru opačném (je uvedeno v metodě PNF); 3. odpor je kladen střídavě agonistům a antagonistům (není uvedeno v metodě PNF). Měřili jsme a porovnávali jsme i aktivitu výše jmenovaných svalů při volní kokontrakci bez odporu. To nebylo původně naším cílem, k tomuto kroku jsme se rozhodli v průběhu experimentu.

Nejlepších výsledků, tedy nejvíce symetrické aktivity testovaných svalů, bylo dosaženo v případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům. To potvrzuje naši 2. hypotézu. Větší rozdíly v aktivitě testovaných svalů byly zjištěny v případě rytmické stabilizace, kdy byl odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů, což nepodporuje naši 1. hypotézu. Je možné, že určitou roli ve variabilitě výsledků hraje důraz na rotační komponentu pohybu. Tím by byla potvrzena naše 4. hypotéza. Rozdíly v těchto dvou způsobech provedení rytmické stabilizace nejsou výrazné, proto můžeme říci, že oba tyto způsoby jsou vhodné a v praxi by měly být aplikovány. Nutno ovšem říci, že je pro terapeuta snažší klást odpor v případě rytmické stabilizace, kdy odpor klademe distálním pohybovým komponentám v jednom směru a současně proximálním pohybovým komponentám ve směru opačném, než v případě rytmické stabilizace, kdy odpor klademe rotačním komponentám obou vzorců současně. Zde se odpor nejen hůře aplikuje, ale i reguluje. Záleží pouze na fyzioterapeutovi, který způsob provedení rytmické stabilizace mu lépe vyhovuje a který bude při terapii používat.

Překvapivých výsledků bylo dosaženo v případě volní kokontrakce bez odporu. Dochází zde k symetrickému zapojení námi testovaných vzájemně antagonistických svalů. Výsledky jsou srovnatelné s rytmickou stabilizací, kdy je odpor kladen rotačním komponentám agonistů i antagonistů. Proto si myslím, že by bylo vhodné zařazení volní kokontrakce bez odporu do fyzioterapeutické praxe, využití by mohlo být zejména v rámci autoterapie.

Nejhorších výsledků (největší rozdíly v aktivitě testovaných svalů) bylo dosaženo při rytmické stabilizaci, kdy byl odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům, čímž je potvrzena naše 3. hypotéza. Střídavě se zapojují agonisté a antagonisté, při změně odporu dochází téměř k relaxaci svalů. Proto se domnívám, že by se v tomto případě nemělo hovořit o rytmické stabilizaci a jako rytmická stabilizace by se tato technika neměla v praxi používat.

Tato studie může sloužit jako podklad pro další měření zabývající se technikou rytmické stabilizace a porovnáváním aktivity svalů v závislosti na způsobu jejího provedení.

9. Seznam použité literatury

1. Adler, S. S., Beckers, D., Buck, M.: *Proprioceptive neuromuscular facilitation: an illustrated guide*. Berlin: Springer, 1993. 257p. ISBN 3-540-52649-8.
2. Basmajian, J. V., MacConaill, M. A.: *Muscles and movements: a basic for human kinesiology*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1969. 325p.
3. Bednařík, J.: Artefakty v EMG. *Čes.slov.Neurol.Neurochir.*, 2005, roč. 68/101, č. 4, str. 273. ISSN 1210-7859.
4. Čihák, R.: *Anatomie. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. 497s. ISBN 80-7169-970-5.
5. Dufek, J.: *Elektromyografie: učební text*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. 102s. ISBN 80-7013-208-6.
6. Dvořák, R.: Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, roč. 12, č. 1, str. 18 – 22. ISSN 1211-2658.
7. Dylevský, I.: *Kineziologie*. Praha: Alberta, 1994. 208s. ISBN 80-85792-08-7.
8. Dylevský, I., Druga, R., Mrázková, O.: *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 664s. ISBN 80-7169-681-1.
9. Dylevský, I., Kubálková, L., Navrátil, L.: *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus, 2001. 110s. ISBN 80-902318-8-8.
10. Goor, C., Notermans, S. L. H.: *Current practice of clinical electromyography*. Amsterdam: Elsevier, 1984. 549p. ISBN 0-444-80567-2.
11. Haladová, E. a kol.: *Léčebná tělesná výchova – cvičení*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. 135s. ISBN 80-7013-236-1.
12. Hermachová, H. (2005). Ústní sdělení. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, Praha.
13. Holubářová, J. (2004). Ústní sdělení. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, Praha.
14. Janda, V.: *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1996. 328s. ISBN 80-7169-208-5.

15. Janda, V., Poláková, Z., Věle, F.: *Funkce hybného systému*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966. 276s.
16. Kadaňka, Z.: *Praktická elektromyografie*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. 180s. ISBN 80-7013-181-0.
17. Karas, V., Otáhal, S.: *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Univerzita Karlova, 1991. 234s. ISBN 80-7066-514-9.
18. Keller, O.: *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. Praha: Triton, 1999. 173s. ISBN 80-7254-047-5.
19. Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G.: *Muscles testing and function*. Fourth edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993. 451p. ISBN 0-683-04576-8.
20. Knott, M., Voss, D. E.: *Proprioceptive neuromuscular facilitation*. Second edition. New York: Harper & Row Publisher, 1968. 370p.
21. Kofotolis, N., Keloid, 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, vol. 86, no. 7, p. 1001 – 1012. ISSN 0031-9023.
22. Koronhályová, M.: PNF – proprioceptívna neuromuskulárna facilitácia. *Rehabilitácia*, 1994, roč. 27, č. 1, str. 29. ISSN 0375-0922.
23. Marek, S. M. et al.: Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. *Journal of Athletic Training*, 2005, vol. 40, no. 2, p. 94 – 103. ISSN 1062-6050.
24. Osterning, L. R., Robertson, R., Troxel, R.: Muscle activation during PNF stretching techniques. *American Journal of physical medicine*, 1987, vol. 66, no. 5, p. 298 – 307. ISSN 0002-9491.
25. Petrovický, P.: *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi*. Martin: Osveta, 2001. 463s. ISBN 80-8063-046-1.
26. Pfeiffer, J. a kol.: *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1976. 268s.

27. Pink, M.: Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. *Physical Therapy*, 1981, vol. 61, no. 8, p. 1158 – 1162. ISSN 0031-9023.
28. Převorovská, S.: *Elektro-chemicko-mechanické procesy ve svalové buňce: studijní texty*. Praha: Ústav termomechaniky AV ČR, 1997. 60s. ISBN 80-85918-32-3.
29. Rodová, D., Mayer, M., Janura, M.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 4, str. 173 – 177. ISSN 1211-2658.
30. Sharman, M. J., Cresswell, A. G., Riek, S.: Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching: mechanism and clinical implications. *Sports.Med.*, 2006, vol. 36, no. 11, p. 929 – 939. ISSN 0112-1642.
31. Shimura, K., Kasai, T.: Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. *Human Movement Science*, 2002, no. 21, p. 101 – 113. ISSN 0167-9457.
32. Sullivan, P. E., Portney, L. G.: Electromyographic activity of shoulder muscles during unilateral upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. *Physical Therapy*, 1980, vol. 60, no. 3, p. 283 – 288. ISSN 0031-9023.
33. Surburg, P. R., Schrader, J. W.: Proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in sports medicine: a reassessment. *Journal of Athletic training*, 1997, vol. 32, no. 1, p. 34 – 39. ISSN 1062-6050.
34. Svatoš, J.: *Biologické signály, část 1*. 2.vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1998. 202s. ISBN 80-01-01822-9.
35. Trojan, S. a kol.: *Lékařská fyziologie*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 1999. 616s. ISBN 80-7169-788-5.
36. Trojan, S., Druga, R. a kol.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2.vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 228s. ISBN 80-2470-031-X.
37. Véle, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997. 271s. ISBN 80-7169-256-5.

38. Véle, F.: *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2.*, rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. 375s. ISBN 80-7254-837-9.
39. Voss, D. E., Ionta, M. K., Myers, B. J.: *Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques.* Third edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1985. 370p. ISBN 0-06-142595-8.

Internetové zdroje:

40. De Lion, D.: *Processing EMG [online]*. Poslední revize 2004 – 02 – 22 [cit. 2006 – 09 – 25]. Dostupné z:
<<http://www.unlv.edu/faculty/jmercero/Seminar%20presentation/Processing.ppt>>
41. De Luca, C. J.: *The use of surface electromyography in biomechanics [online]*. Poslední revize: 2002 – 06 - 15 [cit. 2006-08-27]. Dostupné z:
<<http://www.delsys.com/library/papers/Biomechanics.pdf>>
42. *Dubious use of surface electromyography [online]*. Poslední revize: 2005 – 04 – 15 [cit. 2006 – 09 – 21]. Dostupné z:
<<http://www.chirobase.org/06DD/semg.html>>
43. Farr, G.: *Surface electromyography [online]*. Poslední revize: 2002 – 04 – 22 [cit. 2006 – 09 – 21]. Dostupné z:
<<http://www.becomehealthynow.com/article/diagoelectrical/625/>>
44. Groh, D.: *Electromyography instrumentation [online]*. Poslední revize: 2004 – 02 – 22 [cit. 2006 – 09 – 15]. Dostupné z:
<<http://www.unlv.edu/faculty/jmercero/Seminar%20presentation/Instrumentation.ppt>>
45. Hecht, F.: *Electromyogram [online]*. Poslední revize: 2005 – 03 - 05 [cit. 2006 – 10 - 04]. Dostupné z:
<<http://www.medicinenet.com/electromyogram/article.htm>>
46. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace [online]*. Poslední revize: 2006 – 10 - 20 [cit. 2006 – 11 - 24]. Dostupné z:
<http://www.multiplesclerosis.cz/clanek/neuromuskularni_facilitace.html>.

47. Rash, G. S.: *Electromyography fundamentals [online]*. Poslední revize: 2002 – 06 - 18 [cit. 2006 – 10 - 28]. Dostupné z:
<<http://www.gcmas.net/pdf/gcmas.Fundamentals%20of%20Electromyography.pdf>>
48. Rodová, D.: *Poznámky k aplikaci povrchové elektromyografie – vybrané aspekty ovlivňující výsledný EMG záznam*. Fyzioterapie [online]. 2000, roč 1, č.2, květen 2000, [cit. 2006-08-27]. Dostupné na internetu:
<<http://risc.upol.cz/~varek/pt/F/F2/R1.html>>
49. Thompson, D. M.: *Electromyography. [online]*. Poslední revize: 2006 – 03 – 31 [cit. 2006 – 10 - 04]. Dostupné z:
<<http://moon.ouhsc.edu/dthomps/pk/emg/emg.htm>>
50. Zachry, T.: *Historical perspective of EMG [online]*. Poslední revize: 2004 – 02 – 22 [cit. 2006 – 09 – 15]. Dostupné z:
<www.unlv.edu/faculty/jmercer/Seminar%20presentation/History.ppt#1>
51. Zarndt, J.: *The muscle physiology of electromyography [online]*. Poslední revize: 2004 – 02 – 22 [cit. 2006 – 09 – 15]. Dostupné z:
<www.unlv.edu/faculty/jmercer/Seminar%20presentation/Physiology.ppt#1>

10. Seznam použitých zkratek

BB – *m. biceps brachii*

DA – *m. deltoideus – pars anterior*

DP – *m. deltoideus – pars posterior*

ECU – *m. extenzor carpi ulnaris*

EMG – *elektromyografie*

FCR – *m. flexor carpi radialis*

HK – *horní končetina*

MVC – *maximální volní kontrakce*

PA – *průměrná amplituda*

PNF – *proprioceptivní neuromuskulární facilitace*

P1...P6 – *proband č. 1 ...proband č. 6*

RS – AA – *rytmická stabilizace – odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům*

RS – PD – *rytmická stabilizace – odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům*

RS – R – *rytmická stabilizace – odpor kladen rotačním komponentám agonistů i antagonistů*

TB – *m. triceps brachii*

VKBO – *volní kokontrakce bez odporu*

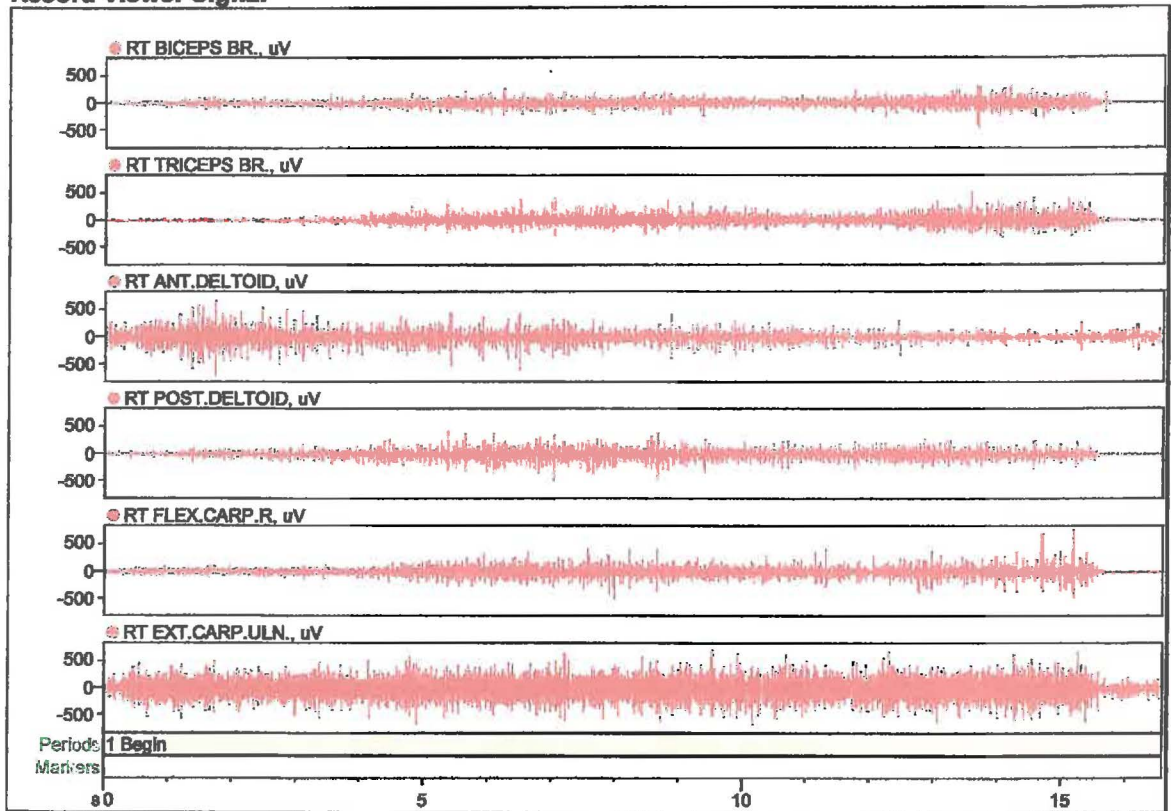
% MVC – *procento maximální volní kontrakce*

11. Přílohy

V příloze uvádím naměřené EMG křivky testovaných svalů u 1 probanda (č. 3) při třech způsobech provedení rytmické stabilizace a při volní kokontakci bez odporu.

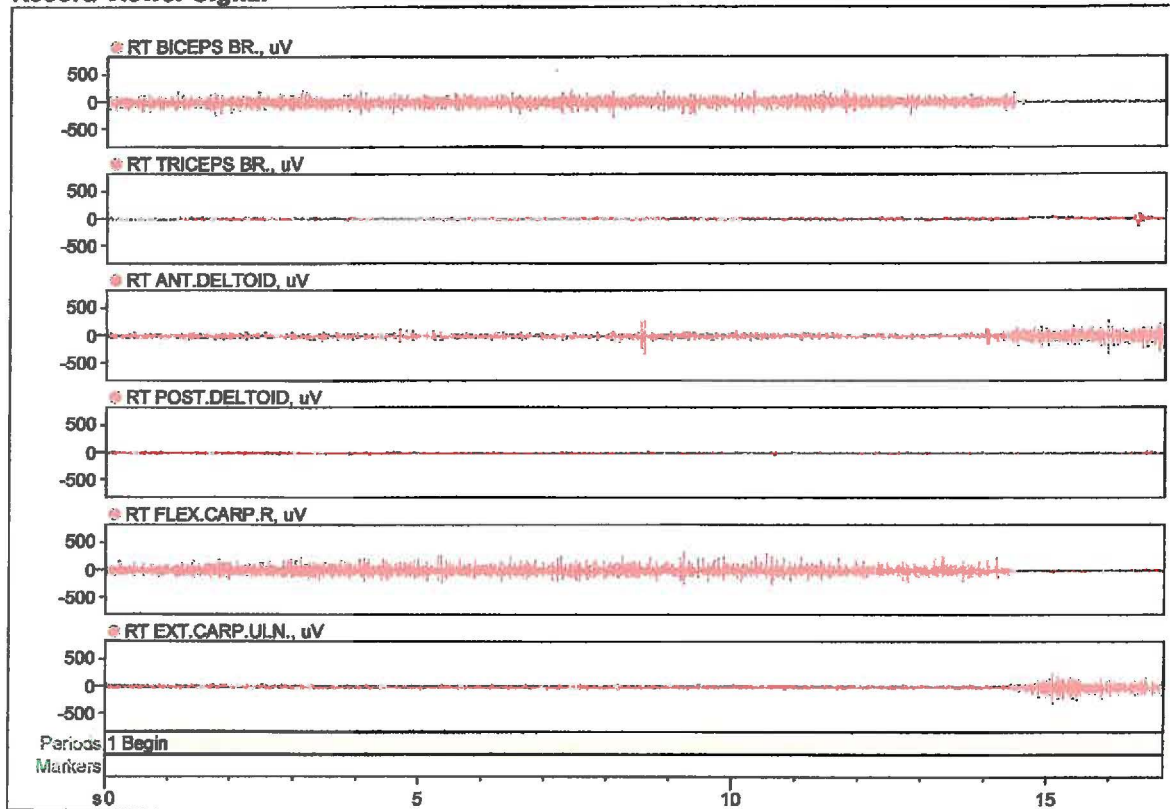
Rythmická stabilizace – odpor kladen rotačním komponentám agonistů a antagonistů

Record Viewer Signal



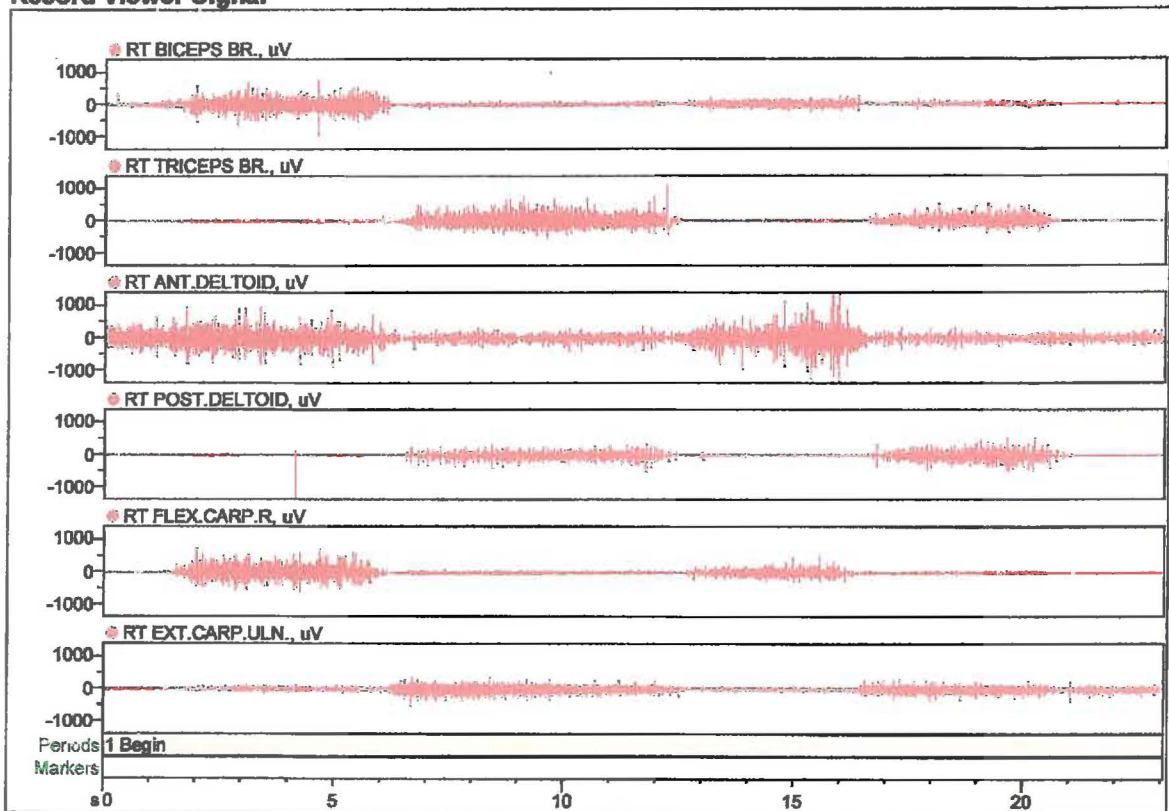
Rytmická stabilizace – odpor kladen proximálně agonistům a distálně antagonistům

Record Viewer Signal



Rytmická stabilizace – odpor kladen střídavě agonistům a antagonistům

Record Viewer Signal



Volní kokontrakce bez odporu

Record Viewer Signal

