

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Aneta Martynková

EMG objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Olomouc 2011

Anotace

Název práce v ČJ: EMG OBJEKTIVIZACE INDIREKTIVNÍCH PŘÍSTUPŮ V TERAPII PNF

Název práce v AJ: THE EMG OBJECTIFICATION OF INDIRECT APPROACHES IN THE PNF TREATMENT

Datum zadání: 2010-01-26

Datum odevzdání: 2011-07-22

Institute: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Aneta Martynková

Vedoucí práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Cílem práce je objektivizace indirektivních přístupů konceptu PNF a průkaz iradiace svalové aktivity z dolní končetiny do končetiny horní. Teoretická část shrnuje současné informace týkající se teorie motorické kontroly, řízení pohybu, svalových synergií, konceptu PNF a indirektivních přístupů v rámci tohoto konceptu. Jako metoda výzkumu byla zvolena povrchová elektromyografie. Hodnotili jsme svalovou aktivitu svalů pletence ramenního a trupu v 5 s dlouhých intervalech izometrické aktivity proti odporu v pohybových komponentách vzoru I. diagonály PNF kontralaterální a ipsilaterální DK. Testování proběhlo ve třech pozicích (pozice vleže na boku, kvadrupedální a ve stoji). Následně jsme porovnávali průměry klidových hodnot s hodnotami izometrických aktivit a maximální hodnoty aktivity ipsilaterální DK s maximálními hodnotami aktivity kontralaterální DK. Při izometrickém odporu v komponentách vzorce PNF došlo k signifikantní aktivaci svalů pletence ramenního a trupu v pozici vleže na boku a v kvadrupedální pozici téměř u všech snímaných svalů. V pozici na boku byla efektivnější aktivita kontralaterální DK ve flekčním vzorci I. diagonály PNF, zatímco v kvadrupedální pozici byla aktivita signifikantně vyšší v extenčním vzorci ipsilaterální DK.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis is to objectify indirect approaches in the PNF treatment and to get an evidence of irradiation of muscle activity from lower limbs into the upper limb and trunk muscles. The theoretical part compiles information related to theories of motor control, neurophysiology of motor control, muscle synergies, PNF and indirect approaches within this concept. As a research method we decided to use a surface electromyography. We evaluated the 5 s long intervals of an isometric activity of measured muscles against the resistance in movement components in both patterns of the I. PNF diagonal in homolateral and contralateral lower extremity. Then we compared the average quiet activities with average isometric activities and maximal values of ipsilateral lower limb activity with maximal values of contralateral lower limb activity. The outcomes showed that the activity of nearly all measured muscles was significant in the lying on side position and in the quadrupedal position. In the lying on side position was more effective activity of the contralateral lower limb in the flexion pattern of the I. PNF diagonal, whereas the activity in quadrupedal position was significantly higher in the extension pattern of homolateral lower limb.

Klíčová slova v ČJ: Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, indirektivní přístupy, iradiace, povrchová elektromyografie

Klíčová slova v AJ: Proprioceptive neuromuscular facilitation, indirect approaches, irradiation, surface electromyography

Rozsah: 85 stran včetně příloh, 3 přílohy

Místo zpracování: V Olomouci

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení

Prohlašuji, že předložená diplomová práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracovala samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Olomouci dne

Podpis.....

Poděkování

Děkuji své vedoucí práce Mgr. Petře Bastlové, Ph.D. za laskavý přístup, trpělivost a množství cenných rad, kterými mou práci obohatila. Děkuji také Mgr. Dášě Tečové za pomoc při statistickém zpracování dat. Mé rodině a přátelům děkuji za veškerou poskytnutou podporu.

Obsah

Úvod	8
1 Teoretické poznatky	9
1.1 TEORIE MOTORICKÉ KONTROLY	9
1.2 ŘÍZENÍ LIDSKÉ MOTORIKY	12
1.2.1 Reflexní pohyb	12
1.2.2 Řízení na subkortikální úrovni	13
1.2.3 Kortikální úroveň řízení	16
1.2.4 Funkční organizace motorického kortexu	18
1.3 OBECNÁ FUNKCE SVALŮ	19
1.4 FUNKCE SVALŮ V OTEVŘENÉM A UZAVŘENÉM KINEMATICKÉM ŘETĚZCI	19
1.5 SVALOVÉ SYNERGIE	20
1.5.1 Tvorba svalových synergií	21
1.5.2 Synergie pro posturální motoriku	22
1.6 ONTOGENEZE MOTORIKY	22
1.6.1 Současné teorie motorické ontogeneze	23
1.6.2 Osový orgán z hlediska ontogeneze	24
1.7 ŘETĚZENÍ SVALOVÉ ČINNOSTI	26
1.7.1 Smyčky lopatky a trupu	27
1.7.2 Zkřížené řetězce trupu	27
1.7.3 Řetězce trupu a dolních končetin	29
1.8 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE	29
1.8.1 Indirektivní přístupy PNF	30
1.8.2 Využití indirektivních přístupů	31
1.8.3 Organizace pohybu z hlediska PNF	32
1.9 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE V KINEZIOLOGII	35
1.9.1 Interpretace EMG záznamu	36
1.9.2 Faktory ovlivňující EMG záznam	37
1.9.3 Úprava EMG záznamu	37
2 Cíle a hypotézy	39
2.1 CÍLE PRÁCE	39
2.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY	39
2.2.1 Výzkumná otázka č. 1	39
2.2.2 Výzkumná otázka č. 2	40
3 Výzkumná metoda	41
3.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	41
3.2 POSTUP MĚŘENÍ	41
3.2.1 Čištění kůže a umístění elektrod	42
3.2.2 Testované polohy a vlastní měření	42

3.3	ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU	45
3.4	VYHODNOCENÍ EMG ZÁZNAMU	45
3.5	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH DAT	45
4	Výsledky	47
4.1	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 1.....	47
4.2	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 2.....	53
5	Diskuse.....	57
5.1	DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE POZICE VLEŽE NA BOKU	59
5.2	DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE KVADRUPEÁLNÍ POZICE.....	61
5.3	DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE POZICE VE STOJI	62
5.4	DISKUSE K VÝZKUMNÉ METODĚ	63
	Závěr	64
	Seznam použité literatury	65
	Seznam použitých zkratk	72
	Seznam tabulek	74
	Seznam obrázků.....	75
	Seznam grafů.....	76
	Seznam příloh.....	77
	Přílohy.....	78
	PŘÍLOHA 1: OBRÁZKY K TEORETICKÝM POZNATKŮM.....	78
	PŘÍLOHA 2: NAMĚŘENÁ DATA PROBANDŮ	80
	PŘÍLOHA 3: INFORMOVANÝ SOUHLAS	85

ÚVOD

Podle současných teorií motorické kontroly je pohyb organizován v závislosti na vnitřních a vnějších podmínkách za účelem splnění požadavků prováděného úkolu. Pohyb je výsledkem interakce jedince, prostředí a zadaného úkolu.

Při jakékoliv cílené hybnosti jsou svaly aktivovány ve specifických synergistických pohybových vzorech trupu a končetin. Neurofyzilogický substrát svalových synergií se nachází na různých úrovních centrálního nervového systému a jeho komplexita roste od míchy směrem ke kůře. Svalové synergie udávají specifickou rovnováhu aktivace svalů účastnících se na pohybu. Pro běžné aktivity jakými je, např. chůze jsou svalové synergie hluboce zakotveny. Ostatní více specifické synergie se člověk musí naučit.

Pohyb probíhá diagonálně současně ve více pohybových segmentech jako výsledek aktivace svalů, které jsou součástí funkčních svalových řetězců. Svalové řetězce propojující trup s končetinami mají diagonální průběh a mají funkci při udržování stability trupu během pohybu končetin.

Koncept Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) vychází z komplexních spirálních a diagonálních pohybových vzorů a spolu s dalšími neurofyzilogickými principy, které jsou vyvozeny především z prací Sheringtona, je využívá při terapii dysfunkce pohybu. Prostředkem je fenomén iradiace. Iradiace svalové aktivity jako reakce na stimulaci podmiňuje blízké ovlivnění pohybového segmentu, ale je také principem fungování indirektivních přístupů, které využívají vzdálené synergické vztahy trupu, horních a dolních končetin.

Cílem předkládané práce je prokázat aktivitu svalstva pletence ramenního a trupu při aktivitě kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny ve flekčním a extenčním vzorci I. diagonály PNF a zjistit, zda se aktivita měřených svalů liší při izometrické kontrakci svalů kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 TEORIE MOTORICKÉ KONTROLY

V průběhu zkoumání řízení lidské motoriky již bylo postupně navrženo několik teorií motorické kontroly (MK). Jednotlivé teorie jsou definovány množstvím abstraktních myšlenek založených na empirii. Mezi starší teorie patří reflexní nebo hierarchická teorie. Bernsteinova systémová teorie je základem současného chápání řízení motoriky. Z ní vycházejí téměř všechny novější práce zabývající se touto problematikou, např. informační nebo dynamická teorie. Žádná z teorií není absolutně pravdivá, ale může být více či méně užitečná při řešení pohybové patologie nebo jako teoretické východisko jednotlivých terapeutických přístupů (Horak, 1991).

Autorem reflexní teorie MK, která vznikla na počátku 20. století, byl sir Charles Sherrington. Jeho teorie považovala reflexy za stěžejní v komplexním chování člověka. Tento model předpokládal, že motorické chování člověka je výsledkem řetězců reflexů fungujících na různých úrovních CNS. Reflexní teorie vycházely ze studií svalového vřetenka a gama systému, které umožnily pochopení konceptu zpětné vazby, jako součásti motorické kontroly (Van Sant, 2003). Podle tohoto modelu je pro vykonání motorické aktivity nezbytnou podmínkou aferentní signalizace, což bylo ovšem brzy vyvráceno (Horak, 1991).

Hierarchická teorie vychází ze tří základních myšlenek. Řízení motoriky se uskutečňuje na třech úrovních a platí zde nadřazenost vyšších center v kontrole pohybu (Horak, 1991). Magnus teorii doplnil poznatkem, že motorika může být kontrolována nižšími centry v případě poškození vyšších center. Reflexy jsou tedy součástí hierarchie motorické kontroly. Ontogeneze motoriky je v kontextu teorie spojována se zvýšenou kortikalizací a vstoupením vyšších center řízení do funkce a ústupu primitivních reflexů, což ale popírá fakt, že primitivní reflexy mohou být přítomny i u neurologicky zdravého jedince, např. obranný reflex při šlápnutí dolní končetinou na ostrý předmět (Mattiello a Woollacott, 1997). Někdy je teorie označována jako reflexní/hierarchická (Shumway, Woollacott, 2007). Novější interpretace navrhly model flexibilní hierarchie (O'Sullivan, 2007). Za nejvyšší centrum je považován asociační kortex. Somatosenzorický kortex ve spolupráci s bazálními ganglii, mozkovým kmenem a mozečkem utvářejí střední úroveň řízení.

Ve střední úrovni dochází k převodu strategií do motorických programů a povelů. Spinální úroveň pak jako nejnižší centrum zajistí vykonání pohybu. V této adaptaci není striktní organizace řízení odshora dolů, kontrola je flexibilní (O'Sullivan, 2007).

Bernsteinova systémová teorie řízení pohybu vznikala zhruba ve stejné době jako předchozí dva modely. Jeden z objevů dvacátého století je vědomí, že rozdělením komplexního systému na jeho jednotlivé elementy a jejich následné prostudování, neumožní vždy porozumění funkci systému (Clark, 1995). Pohyb je podle ní výsledkem koordinované interakce mnoha systémů (plánovací, porovnávající, regulační, senzomotorický a muskuloskeletální systém), ty spolupracují za účelem přizpůsobení se požadavkům jednotlivých úkolů. V plánování pohybu tedy musí být zahrnuty i všechny vnější a vnitřní faktory rozhodné pro vykonání pohybu (O'Sullivan, 2007). Pohyb není kontrolován pouze prostřednictvím senzorických receptorů, svalů nebo svalových aktivizačních vzorů, ale skrze abstraktní aspekty motorického chování, jako jsou vztahy mezi kinematickými proměnnými a úspěšným zvládnutím pohybového úkolu (Horak, 1991). Identický centrální povel může vyvolat rozdílné způsoby provedení úkolu, právě díky vztahům mezi silami působícími zvenčí a různými variantami výchozích podmínek (Shumway, Woollacott, 2007). Na každé úrovni motorického systému (klouby, svaly, neuronální okruhy) je více elementů než je potřeba, které přispívají k provedení zamýšlené motorické úlohy. Tento jev vypovídá o kinematické nadbytečnosti (redundanci) systému motorické kontroly. CNS se nesnaží o uniformní a jednoduché řešení. Raději bude řídit několik nadbytečných pohybových segmentů pro zabezpečení co možná nejpresnějšího, i když méně variabilního, provedení zamýšleného úkolu. Tuto myšlenku Bernstein rozpracoval v problému stupňů volnosti (The degrees of freedom problem) (Latash, Scholz a Schöner, 2007).

Bernstein definoval motorickou koordinaci jako: „*Proces zvládající nadbytečné stupně volnosti.*“ (Bernstein, 1976, in Sporns and Edelman 1993, s. 963). Otázkou vyplývající z problému stupňů volnosti je potom způsob, jakým CNS vybírá jednotlivé svalové kombinace, které zajistí odpovídající moment síly v kloubech zúčastněných na pohybu (Latash, Scholz a Schöner, 2007). Současné výzkumy zabývající se problematikou motorické kontroly se snaží přesně definovat jak CNS vykonává účelné a koordinované pohyby v interakci s vlastním tělem a vnějším prostředím (Latash, 2010).

Z Bernsteinových prací vyplynuly další dvě současné teorie MK a on sám se na vzniku obou teorií podílel. Jedno vysvětlení navrhuje koncepci motorických programů. Druhé pojetí navrhuje svalové synergie jako možné řešení kontroly motoriky. Svalové synergie jsou výsledkem komplexní interakce člověka a prostředí, ve kterém se pohybuje a nejsou pevně vymezeny jako počítačový program (Van Sant, 2003).

Teorie motorických programů (information processing approach, motor program theory) je tvořena konceptem centrálně generovaných motorických vzorců (central pattern generator). Motorický program zjednodušuje problém stupňů volnosti tím, že umožní kontrolovat méně jednotek (Van Sant, 2003). Centrální vzory pohybu jsou specifické neuronální okruhy, které se nacházejí ve všech úrovních CNS (vzorec pro chůzi, běh, polykání, žvýkání či obranné reflexy) a mohou být spuštěny i při úplné absenci senzorických informací (Shumway, Woollacott, 2007). Senzorické informace ale hrají důležitou roli pro funkci zpětné vazby, bez ní chybí modulace spuštěného vzorce pohybu. Zpětná vazba umožní pohyb zjemnit a zdokonalit. Motorický program určuje neměnné znaky pohybu jako je relativní síla, relativní timing a pořadí komponent pohybu. Mění se parametry pohybu, jako je celková síla a celkové trvání pohybu, umožňují flexibilitu a variabilitu pohybu a jsou závislé na okolnostech vykonávaného pohybu (O'Sullivan, 2007).

Dynamický systém motorické kontroly je druhý model mající mimo jiné základ v Bernsteinově systémové teorii (Van Sant, 2003). Obecné kořeny dynamické systémové teorie jsou v matematických a fyzikálních teoriích. Pohyb se podle ní samoorganizuje na podkladě dynamické interakce množství proměnných z výkonného orgánu, prostředí a vlastního úkolu. Tato interakce trvá i v průběhu pohybu a konstantně vytváří nové výchozí podmínky pro výsledný pohyb. Chování vychází z vnějších a vnitřních omezení (constraints), která obklopují cílené motorické jednání. Omezení výkonného orgánu jsou dána antropometrickými charakteristikami jedince, biomechanikou, kognitivními a emočními vlastnostmi. Neurální báze (CPG, spinální reflexy, supraspinální okruhy) je taktéž považována za zdroj omezení pro vykonání pohybu. Limity prostředí zahrnují gravitaci, kvalitu opěrné báze (Clark, 1995). Clark (1995) mezi limity okolí navíc uvádí také sociální a kulturní faktory, protože prostředí, ve kterém žijeme uzpůsobuje naše pohybové chování. V pojetí dynamické teorie MK je tedy kladen důraz na změny v dynamice celého systému, které

se navzájem nelineárně ovlivňují a vedou ke kvalitativním změnám v provádění pohybu (Thelen, 1987).

1.2 ŘÍZENÍ LIDSKÉ MOTORIKY

Pohyb umožňuje aktivní interakci jedince s prostředím, účelově zaměřený pohyb je základní charakteristikou lidského chování (Králíček, 2004). Předmětem zkoumání lidské motoriky je způsob, jakým struktury související s realizací pohybu produkují koordinovaný, dynamicky stabilní pohyb při relativně stálých podmínkách i při zdolávání různorodých terénů a neočekávaných perturbací (Smith, Weiss a Lemhkuhl, 1996).

Směrem od svalů až ke kůře mozkové má řízení pohybu kontinuální charakter a vzrůstá komplexita jednotlivých řídicích procesů (Grafton, Hamilton, 2007).

V řízení lidské motoriky mohou být rozlišeny čtyři hlavní řídicí linie, které vznikly v průběhu fylogenetického vývoje postupným zdokonalováním procesu řízení. Rozlišujeme úroveň autonomní řídicí základní biologické funkce, rovinu spinální pro základní reflexní ovládání svalů. Další úrovní je úroveň subkortikální, která je podkladem pro posturální a lokomoční motoriku a v poslední řadě kortikální rovina pro účelovou ideokinetickou motoriku. Jednotlivé úrovně jsou brány jako celek, ke koordinovanému pohybu jsou potřebné všechny roviny řízení (Véle, 2006). Funkční systém motorické kontroly v sobě obsahuje oblasti spinální míchy, mozkového kmene, mozeček, thalamus, bazální ganglia, amygdalu a hippocampus a v neposlední řadě mozkovou kůru (Koukolík, 2002; Shummway a Cook, 2007).

1.2.1 REFLEXNÍ POHYB

Podkladem pro veškerou motoriku je svalový tonus (Králíček, 2004), který je primárně výsledkem řízení na spinální úrovni. Řízení na míšní úrovni je podmíněno čtyřmi hlavními principy. Je to princip reciproční inervace, záporné zpětné vazby, hierarchie řízení a princip společné periferní dráhy (Dylevský, 2009).

Neurony v šedé hmotě míšní jsou horizontálně i vertikálně propojeny do specifických sítí a již na této úrovni jsou přítomny primitivní pohybové vzory jako

např. krokový mechanismus nebo úchop. Horizontální spoje zajišťují koordinaci reciproční inervace svalů druhostranné končetiny. Vertikální dráhy umožňují vzájemnou vazbu mezi horními a dolními končetinami (Véle, 2006).

Mícha řídí pohyb pomocí propioceptivních a exteroceptivních reflexů. Jedná se o propioceptivní myotatický a obrácený myotatický reflex řídící nepřetržitě svalové napětí. Exteroceptivní reflexy na spinální úrovni mají obrannou a postojovou funkci, řadíme zde lokální a segmentální statické reakce, flexorový obranný reflex a hromadný reflex (Dylevský, 2009). Šíření vzruchů do sousedních míšních segmentů je zprostředkováno iradiací (Králíček, 2004).

1.2.2 ŘÍZENÍ NA SUBKORTIKÁLNÍ ÚROVNI

Subkortikální oblast ovlivňuje především posturální funkce a průběh pohybových vzorů (Véle, 2006). Podmínkou veškeré cílené činnosti člověka je schopnost udržet určitý postoj neboli posturu. Lidská motorika je specifická přítomností vzpřímeného bipedálního stoje. Na udržování postury se podílí velké množství mechanismů, které se prostřednictvím stálé úpravy rozložení intenzity svalového tonu snaží o permanentní směřování těžnice těla do opěrné báze (Králíček, 2004).

Mozkový kmen je vymezen oblastí těsně nad spinální míchou. Je tvořen prodlouženou míchou, mostem, mesencephalem a souborem jader retikulární formace (RF).

Retikulární formace ovlivňuje motoriku prostřednictvím některých svých jader v pontu, prodloužené míše a středním mozku. Reflexně působí na tonus antigravitačních svalů, tj. obecně tonus extenzorů a na horních končetinách flexorů. Neurony těchto jader ovlivňují míšní gama a alfa motoneurony (Dylevský et al, 2001). Informace pro regulační působení získávají z veškerých aferentních vstupů, z vestibulárních jader, mozečku, bazálních ganglií, a mozkové kůry. Pod jejich vlivem předpřipravuje podmínky pro pohyb (Véle, 2006). Při vyřazení jader retikulární formace vymizí posturální anticipace, která tvoří bázi volního pohybu (Shumway, Woollacott, 2007).

V retikulární formaci středního mozku se nachází mesencephalická lokomoční oblast (MLO), která svou aktivitou spouští generátor vzorce lokomočního pohybu

nacházející se ve spinální míše (Králíček, 2006). Ještě před spuštěním vzorce lokomočního pohybu jsou v MLO integrovány aferentní vstupy, které dostává z limbického systému, bazálních ganglií a senzomotorického kortexu. Výsledný lokomoční vzor je na podkladě integrace těchto informací modulován (Leonard, 1995).

Bazální ganglia (BG) jsou tvořena souborem podkorových jader (putamen, nucleus caudatus, globus pallidus, nucleus subthalamicus a substantia nigra) (Shumway, Wollacott, 2007). Je popisováno 5 funkčních okruhů jader BG a kortikálních struktur, přičemž první „motorický“ je považován za nejdůležitější, vychází z neokortexu z primární motorické, suplementární motorické, premotorické a somatosenzorické korové oblasti. Hlavní vstup informací BG je přes striatum, výstupní oblastí je globus pallidus, které má projekce do talamu. Z jader talamu pokračují informace zpět do mozkové kůry přesněji do prefrontální, premotorické a doplňkové motorické korové oblasti (Brooks, 1995). V oblastech BG tvořící motorický okruh byla zjištěna somatotopická organizace, která je ostře ohraničena a jednotlivé segmenty se téměř nepřekrývají, to svědčí o paralelním uspořádání motorických okruhů pro všechny segmenty těla (Alexander, Crutcher, 1990).

Role BG v řízení motoriky je připisována plánování, programování cílených pohybů a vlastnímu provedení pohybu. Některé výzkumy prokázaly aktivitu v motorickém okruhu bazálních ganglií již při pouhém pomyšlení na pohyb, který měl být vykonán později a tato aktivita byla patrná až do chvíle provedení zamýšleného pohybu (Shumway, Woollacott, 2007). Motorické okruhy BG na jedné straně posilují vzor motorické aktivace, jež byl vybrán mozkovou kůrou a na straně druhé jsou zodpovědné za inhibici potenciálně konfliktních motorických projevů (Alexander, Crutcher, 1990). Paralelní motorické okruhy BG ve svých jednotlivých částech obsahují hlubší organizaci reprezentující funkčně specifické kanály, které selektivně, ale zároveň paralelně kódují informace týkající se proměnných motorického chování. Tyto proměnné mají několik úrovní: lokalizace cíle pohybového chování a kinematické proměnné týkající se směru pohybu končetin (Alexander, Crutcher, 1990). Role výstupních neuronů BG je v kódování různých aspektů pohybu (informace o směru, amplitudě nebo o rychlosti programovaného pohybu), spíše než o svalech účastnících se na pohybu, což je úkolem mozkové kůry (Enoka, 2008).

Podle výsledků některých studií bylo zjištěno, že BG hrají roli ve vytváření motorických programů, tedy při motorickém učení, umožňují pohybu stát se automatickým. Při učení se nové motorické dovednosti se aktivovaly spíše kortiko-cerebelární okruhy, zatímco po naučení byla aktivita přítomna hlavně v oblasti BG (Penhune, Doyon, 2002).

Přestože **mozeček** nemá primární roli v přímé motorické nebo senzorické funkci, je nepostradatelným nástrojem mozku pro koordinovaný a plynulý pohyb (Shumway, Woollacott, 2007).

Podle fylogenetického stáří mohou být struktury mozečku rozděleny do tří oddílů. Nejstarší je nyní označováno jako vestibulocerebelum a je důležitý pro kontrolu axiálního svalstva, rovnováhy a pohybů očí. Hlavní aference jde z vizuálních a vestibulárních jader a eference se vrací zpět do těchto jader v mozkovém kmeni. Spinocerebelum je fylogeneticky mladší. Informace k němu přicházejí prostřednictvím spinocerebelárních drah a mají charakter propriocepce a taktilního cití, dostává aferenci také z vizuálních a vestibulárních jader a navíc také sluchové informace. Dalším důležitým zdrojem aference spinocerebela jsou dráhy spino-olivo-cerebelární, které jsou důležité v procesu učení. Eferentní dráhy vedou povely k vestibulárním jádřím, RF, talamu a motorickému kortexu. Funkce této části mozečku je přisuzována kontrole aktuálně prováděného pohybu, mechanismem zpětné vazby porovnává a opravuje odchylky od zamýšleného a právě prováděného pohybu. Moduluje také aktivitu gama motoneuronů, čímž přispívá k regulaci svalového tonu (Králíček, 2004; Shumway, Woollacott, 2007).

Nejmladší část mozečku cerebrocerebelum už podle názvu dostává aferenci ze senzorických, motorických, premotorických a zadních parietálních korových oblastí. Výstup se promítá přes talamus zpět do motorických, premotorických a prefrontálních kortikálních polí. Roli hraje v plánování a přípravě timingu plynulého pohybu anticipačními mechanismy (Dylevský, 2009).

Mimo výše jmenované funkce se mozeček podílí také na motorickém učení. Z dalších vyšších kognitivních schopností je mu přiřazována schopnost časoprostorové orientace, tzv. vnitřní hodiny. Jako příklad může být uvedena možnost správně odhadnout, kdy ještě jedinec stihne přejít přes přechod před příjíždějícím autem (Králíček, 2004).

Motorické funkce **talamu** jsou spojovány s dvěma soubory talamických jader. Prvním z nich je ventrolaterální a ventroposterolaterální soubor, který má úlohu převádět informace z mozečku do mozkové kůry. Druhý soubor obsahuje ventroanteriorní a odlišná ventrolaterální jádra a funkci má v předávání informací z BG taktéž do mozkové kůry, podílí se tak na motorickém okruhu bazálních ganglií (Sommer, 2003). Talamus tedy umožňuje integraci informací z nižších center řízení do mozkové kůry. Při poškození talamických motorických jader vzniká mírná ataxie (Trojan et al, 2005; Dylevský, 2009).

1.2.3 KORTIKÁLNÍ ÚROVEŇ ŘÍZENÍ

Ideokinetický (volní) pohyb je vyvolán představou cíle. V mysli tedy dominuje cíl pohybového jednání a ne způsob, jakým bude cíle dosaženo. Přímá účast vědomí na řízení pohybu není proto nutná. Podmínkou provedení pohybu je motivace, která je kontrolována racionální úvahou (Véle, 2006, 91).

Na realizaci volního pohybu se v kortikální úrovni řízení uplatňují tyto oblasti: zadní parietální asociační oblast (PO), suplementární motorická korová oblast (SM), premotorická korová oblast (PM) a primární motorická oblast (M) (Králíček, 2004) (Příloha 1, Obrázek 7).

Parietální asociační oblast je v hierarchii řízení pohybu na kortikální úrovni považována za nejvyšší. Swinnen et al (2010) uvádějí, že neurony PO, přesněji horního parietálního lobu, kódují nejvíce abstraktní aspekty pohybového záměru, jakými jsou časoprostorové charakteristiky efektorů pohybu zakomponované v koordinovaném provedení úkolu. Informace z těchto oblastí míří do premotorických korových polí. Tuto abstraktní pohybovou reprezentaci a parieto-premotorický komplex autoři považují za neuronální korelát tzv. motorické ekvivalence. Motorická ekvivalence bývá popisována na naučené dovednosti, jakou může být např. psaní. Po zvládnutí motorické dovednosti může být psaní vykonáno jakýmkoliv motorickým orgánem (noha, ruka, ústa), bez ohledu na vzory aktivace svalů, které se v průběhu učení psaní zapojovaly (Sporn, Edelman, 1993; Swinnen et al, 2009). Parietální kortex získává informace ze somatosenzorické a zrakové korové oblasti. Vybere ty důležité a transformuje je do volních motorických povelů (Pearson, 2000). Poškození této

oblasti způsobí deficit podobný apraxii, dojde ke ztrátě možnosti provádět nacvičené, účelné pohybové výkony (Králíček, 2004).

Suplementární motorická korová oblast dostává aferenci z parietální asociační korové oblasti a z BG. Eference vede k M, do mozkového kmene k neuronům venromediálního descendentního systému kmenových drah inervující motoneurony axiálních a pletencových svalů a do PM (Králíček, 2004). V této korové oblasti se zvyšuje aktivita před provedením pohybu a její odstranění způsobí neschopnost započít pohyb. Suplementární motorická oblast řídí primárně pohyby, které jsou započaty na vnitřní popud. Má také roli v programování vzorců úmyslných pohybů (Shumway, Woollacott, 2007).

Hlavním aferentem premotorického kortexu je zadní parietální oblast, suplementární motorická korová oblast a cerebrální mozeček (Králíček, 2004). Premotorická oblast kontroluje pletencové svalstvo a je aktivní při pohybech, které jsou vyvolány externími stimuly (nejvíce vizuální informací). Realizuje postojové pozadí, na kterém bude superponován cílený pohyb řízený primární motorickou kůrou. Eference vede do primární motorické oblasti, napojuje se na nepřímé kmenové dráhy, ale inervuje také přímo motoneurony pletencových a axiálních svalů prostřednictvím tractus corticospinalis ventralis (Dylevský, 2009).

Primární motorický kortex dostává informace z premotorických oblastí, z asociační parietální oblasti a také ze somatosenzorické korové oblasti. Z nižších úrovní řízení je mu posílána aference z mozečku s přepojením v talamických jádrech. Významná jsou také aferentní spoje se substantia nigra BG (Trojan et al, 2005). Eferentní spoje sestupují do podkorových jader a center: do BG, hlavových jader mozkového kmene, RF a hlavně prostřednictvím kortikospinální dráhy do dorsolaterálního systému motoneuronů spinální míchy (Králíček, 2004). V primárním motorickém kortexu je nejlépe vyjádřena somatotopická organizace v porovnání s premotorickými oblastmi. Primární korová oblast tak řídí jemné pohyby distálních partií kontralaterálních končetin a poškození oblasti vede k chabé paréze vyjádřené akrálně (Dylevský, 2009).

Všechny motorické oblasti mají komplexní funkci a v hierarchii řízení jsou s největší pravděpodobností na stejné úrovni, vykonávají pouze jiné kategorie pohybů (Graziano, 2006). Premotorické (suplementární a premotorická) oblasti i primární

motorický kortex mají stejně přímé projekce do spinální míchy. Všechny jsou s různou intenzitou somatotopicky organizovány a obsahují velké množství překrytí. Obecně platí pravidlo, že čím více je neuronální substrát (pohyb, sval) používán, tím je oblast jeho reprezentace větší (Hallett, 2006).

1.2.4 FUNKČNÍ ORGANIZACE MOTORICKÉHO KORTEXU

Předmětem studií je již po dlouhou dobu snaha zjistit jaké informace motorický kortex kóduje a jakým způsobem jsou neuronální substráty pohybu uchovávány. Buňky motorického kortexu jsou organizovány do vertikálních sloupečků a rozděleny do 6 vrstev. První čtyři vrstvy slouží především k příjmu různé aference, V. a VI. vrstva obsahuje Betzovy buňky, ze kterých vychází kortikospinální dráha. Pokusy, ve kterých byla snímána vzruchová aktivita jednotlivých Betzových buněk naznačují, že v motorickém kortexu nejsou reprezentovány svaly, ale jednotlivé pohyby v kloubu (Králíček, 2004). Každý neuron ovlivňuje více motorických jednotek napříč různými svaly kolem kloubu a každý sval je tedy řízen více neurony v různých sloupcích, což vede k překrývání topografické reprezentace v kortexu (Graziano, 2006). Neurony motorického kortexu vykazují různý stupeň aktivity v korelaci s různými parametry pohybu. Jsou jimi: rozsah a směr pohybu prostorem, rychlost, síla, úhel v kloubu a pozice končetiny (Reina et al, 2001).

Topografie motorického kortexu obsahuje velké množství překrývajících se ploch. Bylo zjištěno, že pálení jednoho neuronu kortexu může pozitivně korelovat s aktivitou souboru homonymních svalů a negativně se skupinou antagonistů. Jako vysvětlení autoři uvádějí dvě možné příčiny, jednak laterální spoje motoneuronů motorického kortexu, ale také divergenci axonů spinální míchy zprostředkovanou interneurony (Graziano, 2006).

Některé studie se zabývaly vlivem proprioceptivní zpětné vazby na aktivitu svalů končetiny stimulovaných evokovanými potenciály. Stejně skupiny neuronů pohybující předloktím aktivovaly rozdílné svaly v závislosti na výchozí poloze. Supinované předloktí korelovalo s aktivací flexorů zápěstí a naopak pronované předloktí souviselo s aktivací extenzorů (Takei, Hoffman a Strick, 1999). Podobnou studii provedli i Graziano, Patel a Taylor (2004), kdy stimulovali motorický kortex v oblasti dorzální reprezentace paže. Evokované potenciály aktivovaly extenzi v lokti a aktivita svalů

byla největší ve výchozí poloze flexe a snižovala se s extenzí. Výsledky naznačují, že kortikální reprezentace pohybu může být neustále přemapována v důsledku kontinuální zpětné vazby.

1.3 OBECNÁ FUNKCE SVALŮ

Každý sval ze souboru svalů kolem kloubu, účastní se na provádění pohybu, má určitou roli. Véle (2006) tuto skupinu nazývá „Funkční svalová skupina“. Ve vztahu k pohybujícímu se kloubu rozlišujeme agonisty, antagonisty a synergisty.

Za určitých podmínek mohou tyto svaly pracovat v různých režimech. Prvním je synchronní režim kokontrakční aktivity antagonistů (koaktivita antagonistů) pro dynamické udržování polohy (Kolář, 1998). Kokontrakční aktivita antagonistů je nutná pro udržení vertikální polohy a během motorické ontogeneze vzniká až s nástupem kortikálních řídicích složek (Véle, 2006). Dalším synchronním režimem je reciproční inervace při změně polohy segmentu, kdy převládá aktivace agonisty a inhibice antagonisty, ovšem ke konci pohybu segmentů dochází opět ke koaktivaci, aby se zabránilo poškození kloubu. Tímto způsobem se svaly aktivují při fázických pohybech. V průběhu ontogeneze je řízení svalů na podkladě reciproční inervace zprostředkováno spinální úrovní řízení motoriky a předchází koaktivaci antagonistů (Kolář, 1998). Posledním režimem je asynchronní sekvenční aktivace jednotlivých segmentů, kdy probíhá vlna programově řízené aktivity.

Kortikální kontrola pohybu je zásadní pro možnost změny režimu reciproční inervace na koaktivaci nebo pro současné uplatnění obou režimů. Možnost rychlé změny požadovaného režimu rozšiřuje pohybovou dovednost (Véle, 2006).

1.4 FUNKCE SVALŮ V OTEVŘENÉM A UZAVŘENÉM KINEMATICKÉM ŘETĚZCI

Problematika otevřených (Open kinematic chains – OKC) a uzavřených kinematických řetězců (Closed kinematic chains – CKC) je nejspíš poprvé zmiňována v pracích Steindlera. Kinematický pohybový řetězec je podle něj chápán jako současné

zapojení několika kloubů do složitého pohybu (Krobot, 1997). Uzavřený kinematický řetězec je funkční, pokud při pohybu jednoho pohybového segmentu dochází k pohybu i v ostatních segmentech. Otevřený systém je výsledkem pohybu, kdy v jednom segmentu může docházet k pohybu a přesto tento pohyb neovlivní postavení ostatních segmentů (Soderberg, 1997, Vařeka, 2002). Tato definice je čistě kinematická, nevztahuje se proto k silám jako zdrojům pohybu hmotných objektů. Příkladem otevřeného kinematického řetězce může být pohyb segmentů horní končetiny při volném stoji, naproti tomu ukázkou uzavřeného kinematického řetězce je fáze dvojí opory při bipedální chůzi nebo přesun těžiště z horních končetin na dolní v kvadrupedální pozici (Dvořák, 2005a).

Funkční kineziologické hledisko je vystiženo v popisu Krobota (1997). Při pohybu v uzavřeném pohybovém řetězci je akrum pevné (*punctum fixum* – p. f.) a pletenec s trupem je mobilní (*punctum mobile* – p.m.). Obecným příkladem mohou být aktivity, kde dochází ke změnám těžiště a k vertikalizaci. Pojem otevřený kinematický řetězec je definován fixovaným pletencem (p.f.) a mobilním akrem (p.m), např. pohyby končetinou při neměnné poloze trupu.

Původní formulace Steindlera obsahují také kinetické hledisko, tedy zohledňují silové působení. Vychází z tvrzení, že o uzavřený řetězec se jedná v případě, že se terminální segment setká s dostatečně velkým odporem proti prováděnému pohybu. Steindler také uvedl, že končetiny se budou pohybovat odlišně a proběhne i jiný nábor svalů účastníci se na pohybu, pokud bude během pohybu aplikován kontinuální odpor. Vše vysvětluje tím, že se v průběhu takového pohybu kontrahují jak agonisté, tak antagonisté, jedni excentricky a druzí koncentricky. Odpor během pohybu si vyžádá spoluúčast dalších svalů (Steindler, 1955 in Dvořák, 2005a, s. 14).

1.5 SVALOVÉ SYNERGIE

Již řadu let se mnoho autorů věnuje teorii svalových synergií. Za průkopníky a zakladatele jsou pokládáni Jackson, Babinski a Bernstein (Latash, Scholz a Schöner, 2007; Clarac, Massion a Smith, 2009). Problematiku svalových synergií lze nahlížet z několika hledisek, z aspektu řídicího (neurofyzilogického), biomechanického (kineziologického), kde mluvíme o řetězení svalové funkce a aspektu vývojového

(ontogenetického a fylogenetického) (Bastlová, 2010). Podle současné dynamické teorie motorické kontroly jsou svalové synergie chápány jako řešení problému stupňů volnosti (Latash a Anson, 2006). Individuální pohyb je funkčně organizován do svalových synergií. Výsledkem opakování tohoto pohybu bude vždy podobná, i když ne úplně identická trajektorie pohybu (Sporns, Edelman, 1993). Tyto synergie jsou k sobě přidruženy tak, aby společně vyřešili zadání pohybového cíle. Pokud je ovšem úkolu zadán jiný kontext, organizace synergií podléhá adaptivní variabilitě a vybrané elementy mohou být substituovány jinými za účelem splnění zadaného cíle. Příkladem může být zapálení cigarety ve větru. Požadovaný výsledek je tedy svým způsobem organizační centrum pro akční plán (Grafton a Hamilton, 2007).

Všeobecný překlad slova synergie znamená „společné působení“ (Lee, 1984). Pokud aplikujeme pojem synergie na řídicí a výkonný aparát pohybu, tedy na svaly a CNS, je definována jako koordinovaný nábor skupiny svalů se specifickou rovnováhou jejich aktivace. Motorické chování (účelově zaměřené pohyby) lze kontrolovat přes tyto flexibilní kombinace malým množstvím svalových synergií, které vybírá a spouští CNS pro řízení pohybového chování. Tento mechanismus zjednodušuje výběr vhodných povelů svalům pro splnění zamýšleného cíle (D'Avella, 2009), redukuje tedy kognitivní požadavky díky menším nárokům na organizaci elementů pohybu (Grafton a Hamilton, 2007).

Svalové synergie definují časoprostorové charakteristiky aktivace svalů účastnících se na provedení orientovaného pohybu. Jsou do určité míry unikátní pro každého jedince, současně jsou však transformovány do účelově zaměřených pohybů, které se v konečném důsledku motorického úkolu neliší (Ting a McKay, 2007).

1.5.1 TVORBA SVALOVÝCH SYNERGIÍ

Mnoho experimentálně zjištěných synergií je hluboce zakotveno v motorických oblastech CNS. Myslí se tím synergie pro běžné motorické aktivity, jakými jsou udržení rovnováhy ve vzpřímené poloze nebo dosahování na různé předměty. Synergie pro aktivity, které jsou více specifické, se jedinec musí naučit (Latash, Scholz a Schöner, 2007).

1.5.2 SYNERGIE PRO POSTURÁLNÍ MOTORIKU

Posturální kontrola (PK) umožňuje řídit pozici těla v prostoru za účelem udržení stability a orientace v prostředí. Pro veškeré fungování člověka, pro jakoukoliv účelnou činnost je nezbytná vertikální orientace těla. V procesu získávání a udržení této orientace používá člověk množství sensorických informací. Potřebuje integrovat informace z vestibulárního (gravitace), somatosenzorického (opěrná plocha) a vizuálního (vztah mezi vlastním tělem a okolím) systému. Mezi další neurální komponenty podstatné pro posturální kontrolu jsou zahrnuty neuromuskulární synergie a vyšší úrovně mapující sensorické vstupy (vnitřní reprezentace) a zajišťující anticipační (předchozí zkušenost) a adaptivní (schopnost přizpůsobit se novým podmínkám) aspekty PK (Shumway, Woollacott, 2007). Řídící složky musí být ovšem v interakci s výkonnými orgány, muskuloskeletálním systémem (rozsah pohybů jednotlivých kloubů, biomechanické vztahy mezi propojenými segmenty, vlastnosti svalů) (Vařeka, 2002).

Výsledky výzkumů zabývajících se PK navrhly svalové (neuromuskulární) synergie jako jeden z mnoha motorických mechanismů, který ovlivňuje PK (Shumway, Woollacott, 2007). Svalové synergie pro posturální kontrolu jsou nejspíš zakódované na spinální a subkortikální úrovni v podobné formě, ve které jsou uchovány synergie, například pro úchop v motorických korových polích. Interindividuální rozdílnost ve vzorech posturálních synergií naznačuje, že jejich podoba (morfologie) je ovlivněna adaptivními procesy a zkušeností (Ting, McKay, 2007). Posturální strategie jsou tak v průběhu vývoje kvalitativně pozměňovány závisle na úrovni vývoje řídicích systémů, vlastnostech okolí a náročnosti pohybového úkolu (Latash, Scholz a Schöner, 2007).

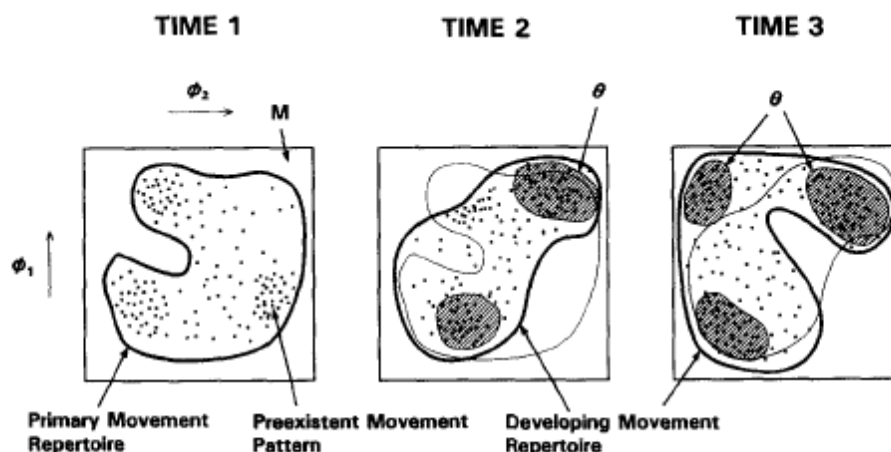
1.6 ONTOGENEZE MOTORIKY

Ontogeneze se vztahuje na vývoj funkcí jedince. Existují dva zásadní přístupy nahlízející na motorickou ontogenezi člověka odlišným způsobem. Na jedné straně je tady názor, že se člověk rodí jako tabula rasa, na straně druhé tvrzení existence geneticky podložených motorických programů, zajišťující primární vertikalizaci, ovšem taktéž na podkladě motivace a kontaktu se zevním prostředím (Čápková, 2008).

1.6.1 SOUČASNÉ TEORIE MOTORICKÉ ONTOGENEZE

Podle dynamické teorie motorického vývoje je pohyb samo-organizován a v CNS nejsou reprezentovány a priori žádné detailní plány nebo programy pohybu. Během vývoje si je jedinec vytvoří sám v interakci se svými vnitřními předpoklady (morfologií, neuronální organizací, která je dána evolučně) a vnějšími podmínkami (např. gravitace, forma kontaktu s prostředím) (Ulrich, 1997). Rozvoj motorických dovedností má podobu postupné selekce z množství proveditelných variant se schopností uložit (častým opakováním) úspěšné řešení jako pohybový program, tj. komplexní synergie, které obsahují informace o vzoru zapojení fázických i posturálních svalů v daném kontextu pohybové dovednosti (Obrázek 1). Nově získané motorické chování je více variabilní, ale s nácvikem a fixací synergií se variabilita snižuje (Ulrich, 1997; Dvořák, 2005b; Sporns, Edelman, 1993).

Obrázek 1: *Selekce a fixace pohybových synergií (upraveno podle Sporns, Edelman, 1993)*



Další názor upřednostňuje existenci vrozených pohybových vzorů, které jsou geneticky determinovány. Tento názor zastávají zastánci Gesellovy maturační teorie, Vojtova konceptu a z něj vycházejících terapeutických metod. Řízení motoriky je tedy částečně předurčeno v podobě posturálního globálního vzoru, který je geneticky determinován (Faladová a Nováková, 2009). Tento vzor se stává aktivní v době, kdy má dítě vyztřelé orientační mechanismy a schopnost fixace a začíná používat hlavu k lepší orientaci. Jednou z podmínek je také dostatečná motivace dítěte. Automaticky

tak dochází k exekuci vzorce motorického chování, který umožní cílenou motoriku. Celkové držení těla se mění, dochází k postupné vertikalizaci a dítě oproti holokinetickému stádiu hybnosti v prvním měsíci života prokazuje aktivní opěrnou funkci (Kolář, 1998).

Lidská ontogeneze je charakterizována cíleným pohybem vpřed a vertikalizací. V prvním roce života zdravě vyvíjející se dítě dospěje přes otáčení a lezení po čtyřech až k samostatné bipedální lokomoci. Podmínkou dosažení jednotlivých milníků je schopnost automaticky řídit polohu těla, tzv. posturální reaktibilita (Vojta a Peters, 1995). V jakékoliv pozdější motorice člověka posturální reaktivita znamená automatické přizpůsobení polohy hlavy trupu a končetin v rámci nastavení polohy (atitudy) pro účely pohybového záměru (Čápková, 2008). Další podmínkou je změna těžiště trupu, vzpřímení trupu proti gravitaci a fázická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem (Vojta, Peters, 1995.). Při koordinovaném pohybu vpřed představují končetiny pevný bod a trup je přes ně kokontrakční funkcí svalů přenášen. Vývoj kokontrakce je spojen s rozvinutím synchronní aktivity antagonistických svalů (systém fázický) s do té doby převládajícími svaly (krátké extensory šíje, vnitřní rotátory a adduktory kořenových kloubů, horní fixátory lopatek, pronátory předloktí, flexory prstů, adduktor palce ruky, flexory kolen a plantární flexory – systém tonický) (Kolář, 1998).

Kineziologický obsah programu souvisí s anatomickými strukturami a vysvětluje jejich strukturální uspořádání, tj. propojení facií, průběh svalových vláken, zpeření svalů, anatomické zřetězení. Synchronně však také právě kvalita motorické ontogeneze určuje dotvoření morfologie skeletu, např. úhly kyčelních kloubů, zakřivení páteře, nožní klenba (Kolář, 2002).

1.6.2 OSOVÝ ORGÁN Z HLEDISKA ONTOGENEZE

Zásadní období v období motorické ontogeneze představuje 6. týden, polovina 4. měsíce a 6. měsíc. Na počátku novorozeneckého období není dítě schopno funkčně spojit jednotlivé segmenty těla, a proto prakticky nemá stejné těžiště všech segmentů, tak jak je tomu u dospělého člověka (Vařeka a Dvořák, 1999). Páteř není funkčně stabilizovaná, ale mezi šestým týdnem až šestým měsícem se aktivují svalové synergie, které umožní stabilitu osového orgánu, její rotabilitu ve všech třech rovinách

a tím pádem i schopnost napřímení. Od šestého měsíce do jednoho roku je pak stabilita osového orgánu pouze upevňuje v různých dalších posturálních situacích až do dosažení samostatné bipedální lokomoce (Čápová, 2008). V šesti týdnech se symetrizuje poloha těla a objevuje se první koaktivita, která je předpokladem rovnovážných funkcí. Zvednutí hlavy přímo souvisí s vytvořením opory na horních končetinách, odlehčením hrudníku a přesunutím těžiště kaudálněji (Kolář, 2002).

Ve třech měsících je dítě schopno symetricky zaujmout oporu o proximální části předloktí a disponuje dynamickou stabilizací obou lopatek. Svalstvo ramenních kloubů je v koaktivaci a vytvoří se tak nový bod opory na humeru (Čápová, 2008). Extensory a flexory osového orgánu prokazují ventrodorzální rovnovážnou aktivitu, páteř je napřímená. Opěrná báze v poloze na břiše je vymezena předloktími a symfýzou. V kořenových kloubech od třetího měsíce dominuje zevní rotace a abdukce (Vojta a Peters, 1995). V polovině druhého trimenonu je již dítě schopno vychýlit těžiště laterálně a zatíží více jednu horní končetinu a vytvoří se prostor pro nakročení kontralaterální dolní končetiny, tím se vytvoří nový opěrný bod v oblasti kolene. Náročnější posturální situace vyžaduje vyšší nároky na stabilizační funkci v ramenním a kyčelním kloubu. Následně dochází k pohybu jamek těchto kloubů přes hlavice femuru a humeru. Vše je realizováno v kontralaterálním vzoru, osový orgán je tedy schopen mimo napřímení také koordinované šroubovitě rotace v celé své délce (Čápová, 2008).

Šestý měsíc je charakterizován schopností dítěte otočit se ze supinační polohy do pronační. V této funkci hrají roli dva šikmé břišní řetězce. Jeden rotuje pánev ve směru opěrné HK a druhý zajišťuje rotaci horního trupu v koaktivitě s dorzální muskulaturou (Orth, 2009). Postupem času je přetočení natolik koordinované, že je dítě v jednotlivých fázích schopné zastavit a tak v sedmém měsíci plynule přechází do šikmého sedu, nejdříve s oporou o předloktí později o extendovanou HK s rozvinutou dlaní a prsty v abdukci. Je zde také přítomna opora o plošku svrchní DK a tak se i v této vertikálně vyšší úrovni zdokonaluje 3D rotabilita páteře v kontralaterální opoře o horní a dolní končetinu. Fáze končetiny vyvažují tuto polohu při pohybu dítěte. Vrchol opěrné funkce HK i DK je dosažen v kvadrupedální lokomoci, která se uskutečňuje ve zkříženém vzoru a páteř je zde maximálně spirálně rotabilní a napřímená ve všech svých segmentech. V této fázi jsou předpřipraveny

podmínky k uvolnění horních končetin a vlastní vertikalizaci do bipedálního stoje a chůze (Čápková, 2008).

1.7 ŘETĚZENÍ SVALOVÉ ČINNOSTI

Běžná motorika neprobíhá pouze v jedné rovině, ale diagonálně a současně ve více pohybových segmentech (Vélé, 2006). Anatomické členění svalů podle jejich funkce při pohybech ve třech na sebe kolmých rovinách je poněkud zjednodušené a popisuje pouze ty nejmenší výkonné elementy tak komplexního celku, jakým je lidská motorika. Již v první polovině minulého století však někteří anatomové začali chápat kosterně-svalový aparát mnohem komplexněji. Zmínky o svalových řetězcích můžeme najít, např. v pracích německých anatomů Beninghoffa (1938) nebo Hoepkeho (1936).

Pohyb tedy vzniká prací několika svalů současně, které tvoří funkční skupiny, tyto skupiny jsou propojeny mechanicky fasciálními snopci (Lewit, 2000). Osový orgán tvoří tři funkčně propojené oddíly, hlava, páteř a pánev, tyto segmenty mají dvě protichůdné funkce. První je stabilizace polohy jednotlivých celků a tou druhou je možnost vzájemného pohybu.

Rozlišujeme svalové smyčky a řetězce, které propojují vzdálenější regionální oblasti a díky této komunikaci dochází k integraci systému jako celku, za předpokladu možnosti diferencované lokální funkce, izolovaného pohybu (Vélé, 2006). Svalová smyčka propojuje jeden mobilní kostní segment s dvěma pevnými strukturami. Funkcí smyčky může být stabilizace pohyblivého kostního segmentu nebo jeho přiblížení k jednomu nebo druhému pevnému kostnímu segmentu. Složitější fyzikální a funkční vazbou jsou svalové řetězce tvořeny svaly a svalovými smyčkami, které jsou propojeny fasciálními, šlachovými a kostními strukturami. U každého jedince existuje velké množství svalových řetězců, o jejich uplatnění rozhoduje ovšem fyziologie, případně patologie (Lewit, 2000).

Tato spojení nejsou pouze strukturální, ale mají i programovou organizaci v CNS, z čehož vyplývá i možnost vědomě je ovlivňovat a pozměňovat učením. Zřetěžené svaly nemusí pracovat pouze synchronně, CNS je schopen je aktivovat sekvenčně podle předem programovaného časového rozvrhu (Vélé, 2006).

V následující části budou popsány jednotlivé řetězce propojující končetiny a trup. Při popisu vycházíme především z prací Véleho (2006).

1.7.1 SMYČKY LOPATKY A TRUPU

Mezi lopatkou a trupem neexistuje žádné kostní skloubení. Lopatka je k trupu připevněna souhrou čtyř svalových smyček, které nazýváme dynamický závěs lopaty. Řadíme zde tyto smyčky:

- **obratle ↔ *m. rhomboideus* ↔ lopatka ↔ *m. serratus anterior* ↔ žebra**
- **hlava, krční páteř ↔ *m. trapezius pars descendens*, *m. levator scapulae* ↔ lopatka ↔ *m. trapezius pars descendens* ↔ hrudní páteř**
- **žebra ↔ *m. pectoralis minor* ↔ lopatka ↔ *m. trapezius pars descendens* ↔ obratle**
- **obratle ↔ *m. trapezius pars transversus* ↔ lopatka ↔ *m. serratus anterior* ↔ žebra**

Jakémukoliv pohybu horní končetinou předchází stabilizace lopatky ve všech třech rovinách. Vyváženou aktivitou svalových smyček je lopatka držena v neutrální pozici a je vnořena do svaloviny. Svalové smyčky lopatky představují funkční oporu paže a hrají roli při nastavení kloubní jamby ramenního kloubu (Véle, 2006, Čápková, 2008).

1.7.2 ZKŘÍŽENÉ ŘETĚZCE TRUPU

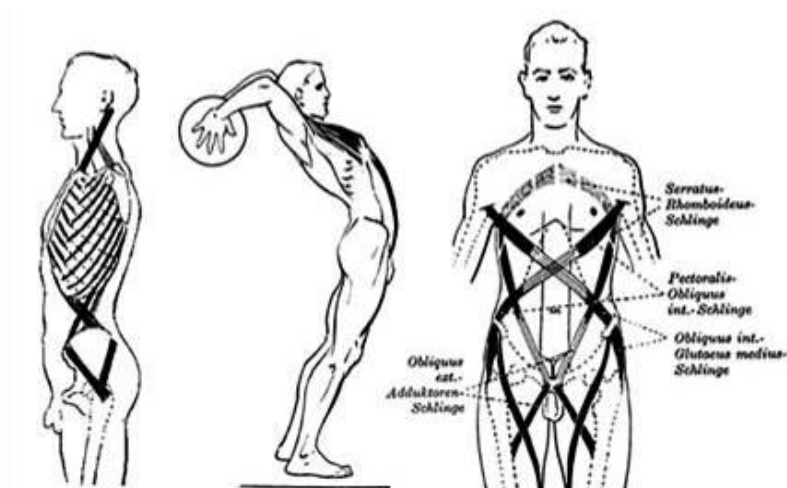
Jsou popisovány dva, na přední straně a na zadní straně a jsou důležité pro stabilizaci trupu.

- **paže jedné strany ↔ *m. pectoralis major* – fascie přední plochy hrudníku – *m. obliqui abdominis* – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – *m. tensor fasciae latae* ↔ koleno druhé strany**
- **paže jedné strany ↔ *m. latissimus dorsi* – fascia thoracolumbalis ↔ páteř – crista iliaca druhé strany ↔ *m. gluteus maximus* – fascia glutea – fascia lata – *m. tensor fasciae latae* ↔ koleno druhé strany**

Zkřížené řetězce trupu jsou popisovány více autory. Jejich hlavní role je ve stabilizaci trupu při posturálně náročných situacích, lokomoci a jakýchkoliv pohybech horní a dolní končetiny (Kolář, 2006). V pracích Benninghoffa (1938) jsou popsány jednotlivé smyčky, které tvoří diagonální řetězce. Jedná se o smyčky:

- **femur** ↔ *mm. adductores femoris* ↔ *m. obliquus externus* (protilehlé strany)
↔ **hrudník** ↔ *m. serratus anterior* ↔ **lopatka** ↔ *m. rhomboideus* ↔ **obratle**
- **femur** ↔ *m. gluteus medius* – *m. obliquus internus abdominis* (stejnostranně)
– *m. pectoralis major* (protilehlé strany) ↔ **paže**

Obrázek 2: Přední zkřížené svalové řetězce a svalové smyčky trupu (upraveno podle Benninghoffa, 1938)



Jak již bylo řečeno v předchozím oddílu, diferenciaci trupu v rovině transversální spolu s napřímením páteře je realizována v období od poloviny 4 měsíce, kdy si dítě vytváří oporu o kontralaterální horní a dolní končetinu. Tato synergie má významnou stabilizační funkci a v pozdějším motorickém vývoji a celkovém pohybovém projevu doprovází jakoukoliv posturálně náročnou situaci a každý cílený pohyb horních a dolních končetin (Kolář, 2006). Diagonální řetězce trupu spolu s bránicí a svalstvem pánevního dna hrají roli také v dechové mechanice (Čápková, 2008) (Příloha 1, Obrázek 8). Tyto společné funkce mají za důsledek propojení dechu

s různě posturálně náročnými situacemi, např. zadržení dechu při navlékání nitě do jehly nebo zvedání těžkého stolu.

1.7.3 ŘETĚZCE TRUPU A DOLNÍCH KONČETIN

Postavení pánve ve stoji ovlivňuje rotaci femuru a tím postavení nohy, toto platí i obráceně.

- **planta** ↔ *m. peroneus longus* ↔ **tibie** ↔ fascia cruris – *m. biceps femoris* s *m. adduktor longus* – *m. obliques abdominis internus* a protilehlý *m. obliquus abdominis externus* ↔ **hrudník**

1.8 PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je léčebná metoda založena na filosofii, která zdůrazňuje existenci nevyužitého potenciálu každého člověka (Kabat, 1950 in Adler, Becker a Buck, 2008, s. 2). Rolí terapeuta je identifikovat dysfunkci a facilitovat optimální kapacitu pacienta (Voos, Ionta, Myers, 1985). Byla vytvořena v průběhu čtyřicátých let Dr. Hermannem Kabatem, který spolupracoval s Margaret Knott a později také s Dorothy Voss. Terapeutický koncept není rigidní a od svého založení je pokračovateli rozvíjen a zdokonalován. V počátcích byla metoda využívána hlavně u pacientů s poliomyelitidou a roztroušenou sklerózou při nácviu ADL (Activity of daily living). Díky její propracovanosti a principům fungování však dnes metoda nachází uplatnění u širšího spektra diagnóz, u pacientů s neurologickými, traumatologickými nebo ortopedickými onemocněními (Adler, Becker a Buck, 2008).

Mimo zdůraznění nevyužitého potenciálu každého člověka patří mezi principy tvořící filozofii PNF pozitivní a funkční přístup, mobilizace rezerv pacienta intenzivním tréninkem a holistický přístup. Koncept využívá poznatků motorické kontroly a učení.

Neurofyziologické principy terapie byly vyvozeny z prací Sherringtona, Gessella, Gelhorna a také Hellebrandta (Saliba, Johnson, Wardlaw, 1993).

Z prací zmíněných autorů byly vyvozeny principy následného podráždění, časové a prostorové sumace, iradiace, sukcesivní indukce a reciproční inervace.

Princip následného podráždění spočívá v trvání efektu stimulu i po skončení jeho působení. Pocit zvětšení síly trvající po udržované statické kontrakci svalů vzniká jako důsledek snížení prahu dráždivosti podílejících se svalů. Časová a prostorová sumace umožňuje excitaci po delší aplikaci slabých impulsů nebo po použití více stimulů z různých míst na těle. Iradiace, zvětšení a rozšíření odpovědi, nastane pokud dojde k zvýšení počtu stimulů nebo jejich síly. Může vést jak k facilitaci tak k inhibici. Sukcesivní indukci docílíme zlepšení podmínek pro práci agonisty, a to předřazenou kontrakcí antagonisty. Posledním principem je reciproční inervace. Kontrakce svalu způsobí současně inhibici svalů antagonistů (Adler, Becker a Buck, 2008).

Jak už z názvu konceptu vyplývá, k facilitaci pohybu využívá proprioceptivní a exteroceptivní stimulaci, dále také svalové protažení, manuální kontakt, sluchovou a zrakovou kontrolu pohybu, trakci a aproximaci a v neposlední řadě mechanický odpor (Voss, Ionta, Myers, 1985).

Pohyb je facilitován ve specifických pohybových vzorech, které mají spirální a diagonální charakter. Tyto pohybové vzory se vyskytují v běžné motorice každého člověka a jsou také vyjádřeny v morfologickém uspořádání muskuloskeletálního systému. Každý sval přispívá třemi komponentami pohybu. Podle důležitosti je dělíme na primární, sekundární a terciární funkci. Výsledný spirální a diagonální charakter pohybu je dán spoluprací hlavních svalových komponent pohybu, které se navzájem podporují (Voss, Ionta, Myers, 1985).

1.8.1 INDIREKTIVNÍ PŘÍSTUPY PNF

Tyto přístupy jsou zaměřeny na nepřímé ovlivnění pohybového segmentu aktivitou v oblasti, která má dobré svalové poměry a nebolestivý rozsah pohybu. Terapeut odporuje silné komponenty vzoru nebo celému vzoru a očekává rozšíření svalové aktivity do požadované oblasti.

Mechanismy objasňující fungování indirektivních přístupů mají pravděpodobně základ ve všech úrovních řízení motoriky (Carroll et al, 2006). V podstatě celý koncept PNF je založen na předpokladu, že motorika probíhá v určitých predilekčních vzorech, které jsou dány programově na určitých úrovních centrálního nervového systému.

Hlavním principem fungování indirektivních přístupů je iradiace. Tento fenomén byl popsán Scheringtonem a podle něj je definován jako rozšíření odpovědi

na stimulaci, kterou může být facilitace (kontrakce) nebo inhibice (relaxace) synergisticky pracujících svalů nebo celých pohybových vzorů. Časovou nebo prostorovou sumací lze dosáhnout zvýšení intenzity odpovědi (Adler et al, 2008). Svaly nikdy nevstupují do komplexního pohybu izolovaně, svalové napětí je postupně redistribuováno mezi svalovými skupinami, které jsou jasně vyjádřeny ve fylogeneticky starších automatizovaných pohybech (Bernstein, 1984). Míra iradiace k ostatním segmentům koresponduje s mírou neurálního řízení svalů, které se podílejí přímo na vykonávaném pohybu. Může se snižovat s únavou nebo naopak zvyšovat při práci proti většímu odporu nebo vykonáním pohybu s větším úsilím (Carson, 2005).

Z pohledu biomechaniky je iradiace prostředkem k znovunabytí posturální stability těla při jejím narušení zevní silou (Enoka, 2008), a proto pokud tělo chápeme jako soubor propojených pohybových segmentů, které jsou pod kontrolou řídících složek, je nutné zařadit mezi faktory ovlivňující iradiaci také výchozí podmínky a individualitu každého systému. Roli hraje velikost opěrné báze a průmět těžiště do opěrné báze což určuje výchozí stabilitu systému. Dále sem patří individuální biomechanické charakteristiky, jako jsou váha, výška, typ tělesné konstituce.

Zevní silou, narušující posturální stabilitu, můžeme rozumět, např. i maximální odpor kladený terapeutem ve specifickém směru facilitované diagonály. Maximální odpor jako technika PNF je definován nejvyšší mírou odporu, která může být aplikována proti isotonické kontrakci s možností vykonání plného rozsahu pohybu a proti izometrické kontrakci umožňující pacientovi udržet výchozí pozici. Vhodně aplikovaný odpor tak vede k iradiaci svalové aktivity (Voos, Ionta, Myers, 1985). Při izometrické práci svalů proti maximálnímu odporu se svaly zapojují kokontrakčně, konečným efektem je tedy stabilizace celého pohybového řetězce (Dvořák, 2005b).

1.8.2 VYUŽITÍ INDIRECTIVNÍCH PŘÍSTUPŮ

Výhody indirektivních přístupů v pohybové terapii jsou viděny hlavně v možnosti bezbolestné terapie primárně bolestivé oblasti a prevenci negativních důsledků imobilizace pohybového segmentu (udržení rozsahu pohybu, svalové síly a koordinace) (Adler et al, 2008; Devine, LeVeau, Yack, 1981). Na podkladě poznatků o svalových synergiích a řetězení svalové činnosti jsou indirektivní přístupy

prostředkem řešící pohybové deficity pacienta jako celku např. u funkčních poruch motoriky (Kofolitos, Kellis, 2006).

Problematicou indirektivní terapie se zabývalo několik studií. K průkazu iradiace svalové aktivity z kontralaterální končetiny většina autorů využila metody povrchové elektromyografie (Pink, 1981; Németh, 2008; Meningroni et al, 2009; Pavlů, 2011). Další studie využila snímání kladeného odporu dolní končetinou dynamometrem při provádění diagonály horní končetinou (Sato a Maruyama, 2009). Hlavním cílem studií byla objektivizace indirektivních přístupů. Snažili se prokázat vliv výchozí polohy indirektivně ovlivňovaného segmentu na svalovou aktivaci (Németh, 2008). Mimo studii Sato a Maruyamy (2009) byly studie zaměřeny na průkaz iradiace do kontralaterální horní nebo dolní končetiny. Podrobněji budou studie rozebrány v Kapitole 5 na straně 57.

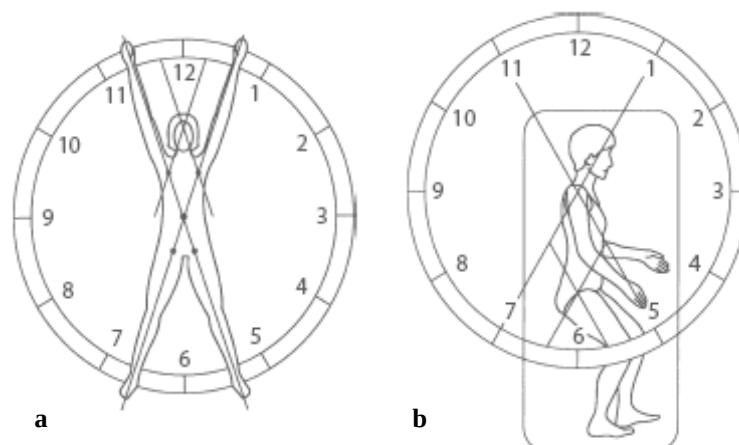
1.8.3 ORGANIZACE POHYBU Z HLEDISKA PNF

Kabat vycházel z předpokladu, že normální funkční pohyb končetin je složen z masových hybných vzorů končetin a synergistických svalů trupu, které jsou generovány a organizovány motorickým kortexem (Kabat, 1960 in Adler, Becker a Buck, 2008, s. 48). Specifické spirální a diagonální pohybové vzory byly v 50. letech empiricky určeny z výsledků testování kombinací komponent funkčních pohybů u skupiny pacientů (Voss, Ionta, Myers, 1985). Synergistické vzory těla vycházejí hlavně z krokového cyklu a úchopových stereotypů. V terapii pak rozšířením aktivity z proximálních svalů Kabat facilitoval funkčně propojené synergistické distální svalové skupiny. Postupně byla do konceptu zapracována myšlenka ontogeneze motoriky, v principech cefalokaudálního a proximodistálního směru motorického vývoje, reflexního řízení až po volní kontrolu pohybu (Voss, Ionta, Myers, 1985).

Jones a Forward (2001) realizovali 3D (trojdimenzionální) kinematickou analýzu zabývající se přítomností vzorců PNF na horní končetině při bipedální lokomoci. Zjistili, že normální vzorec pohybu na horní končetině během chůze je kombinací první a druhé diagonály horní končetiny (HK) a dalších vzorců, které jsou jedinečné pro každého člověka. Vzory kopírující diagonály horní končetiny byly přítomny během 56% jednoho krokového cyklu. Pokud by byly z analýzy vyjmuty data týkající

se pohybu distálnějších segmentů (předloktí a ruka) byl by obsah PNF vzorců během krokového cyklu až 70 %.

Obrázek 3: *a – diagonály, antagonistické vzorce trupu, pletenců a končetin, b – vzorce lopatky a pánve*



Pohybové vzory PNF jsou uspořádány do vzorců trupu, krku, lopatky, pánve a končetin. Každý hlavní segment se pohybuje ve dvou diagonálách, které obsahují antagonistické vzory (Obrázek 3). Vztah mezi jednotlivými vzorci končetin, trupu a pletenců může být synergistický nebo antagonistický. V terapii se pak jednotlivé vzory mohou kombinovat podle požadovaného efektu. Kombinace facilitace (obě HKK, DKK nebo kombinace HK a DK) může být symetrická, asymetrická, symetrická reciproční, asymetrická reciproční (Voss, Ionta, Myers, 1985). V běžném motorickém projevu člověka jsou obsaženy všechny tyto kombinace.

V následující části budou rozebrány vzájemné vztahy jednotlivých vzorců pletenců, trupu a končetin. Popis je vyvozen z prací Adler et al (2008). Vzorce pletenců a končetin mezi sebou úzce souvisí. Tento fakt je vyjádřen více mezi lopatkou a horní končetinou. Vzorce lopatky doprovázejí pohyb horní končetiny souhybem nebo stabilizací pletence. Všechny vzorce HK a lopatky jsou integrovány do sebe. Pletenec pánevní je funkčně rozdělen, souvisí jednak s pohyby bederní páteře díky pevnému spojení sakra a bederních obratlů, ale je také zapojen do funkce DK jako prodloužení kosti kyčelní. Pánevní vzorce nejsou vždy v souladu s vzorci dolní končetiny. Sakroiliakální přechod je považován za přechod mezi osovým skeletem

a dolní končetinou. Pro dobré fungování horní i dolní končetiny je potřeba mobilní a zároveň stabilní funkce pletenců.

Pokud je stejnostranná lopatka a pánev facilitována symetricky, recipročně (opačné vzorce stejné diagonály) jedná se o komponenty pohybu, které jsou vykonávány, např. při chůzi nebo lezení. Na jedné straně dojde k protažení trupu a na protější ke zkrácení spolu s rotací trupu k této straně. Protažení trupu jedné strany je spojeno s flekční-addukčně-zevně rotační synergii horní končetiny a extenčně-abdukčně-vnitřně rotační synergii končetiny dolní. Na straně zkrácení trupu vykonává dolní končetina flekční-addukčně-zevně rotační synergii a končetina horní extenčně-abdukčně-vnitřně rotační (Adler et al, 2008).

Funkce břišních svalů má vztah k pohybu končetin. Břišní svaly spolu s hlubokými svaly zad umožňují mobilitu a stabilitu trupu při chůzi (Perry, 1992). Postavení pánve je korigováno souhrou břišních svalů, m. iliopsoas a m. gluteus maximus (Véle, 2006). Při pomalé rychlosti chůze amplituda EMG aktivity šikmých břišních svalů nemá výrazné vrcholy, při zvětšení rychlosti chůze se změní charakter aktivace m. obliquus externus i internus abdominis a amplituda dosahuje výrazné vrcholy pro různé svaly v různých fázích krokového cyklu. M. obliquus abdominis externus pracuje excentricky při fázi úderu paty kontralaterální končetiny, při úderu paty a přenosu zatížení ipsilaterální dolní končetiny je aktivován koncentricky. M. obliquus abdominis internus je aktivován při úderu paty ipsilaterální DK excentricky a při přenášení zatížení kontralaterální strany excentricky (Anders et al, 2007).

Břišní svaly jsou aktivovány CNS anticipačně pro udržení stability při jejím narušení reaktivními silami, které produkují končetiny při pohybu. M. transversus abdominis a šikmé břišní svaly se aktivují ještě před vlastními svaly kyčelního kloubu, které pohybují DK do abdukce, flexe a extenze. Jejich reakční doba není závislá na směru pohybu dolní končetiny. Tento výsledek naznačuje, že aktivita břišních svalů má vztah k funkci, ne ke směru pohybu DK (Hodges, Richardson, 1997).

Svalové synergie propojující horní a dolní trup jsou flexibilní v závislosti na prováděném úkolu. Pokud je úkolem dosáhnout na objekt v dosahu horní končetiny, pohyb je započat horní končetinou a svalová souhra trupu a dolních končetin má pouze stabilizační funkci, snaží se o udržení průmětu těžiště v opěrné bázi. Při změně podmínek a oddálení objektu zájmu je pohyb započat dolními končetinami a trup

a DKK nabyly vedle stabilizační funkce také úkol přiblížit horní končetinu k objektu (Kaminski, 2007). Flexibilní souhry horních a dolních končetin umožňují manipulaci i lokomoci v závislosti na požadavcích úkolu (Dietz, 2002).

1.9 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE V KINEZIOLOGII

Povrchová elektromyografie (SEMG, Surface electromyography) v kineziologické praxi využívá snímání elektrických projevů svalů pomocí povrchově uložených elektrod při rozmanitých posturálně náročných situacích, funkčních pohybech, při různých pracovních podmínkách a léčebných nebo tréninkových režimech (Konrad, 2005; Soderberg a Knudson, 2000). Podle Basmajiana, SEMG neurčuje pouze stav svalu, ale poukazuje na stav také (excitabilitu) nervového systému (Donaldson, 2003).

Elektromyografický signál má podstatu v záznamu akčního potenciálu, který je přenášen z nervu na sval, kde se šíří a následně vyvolává svalovou kontrakci. Akční potenciály svalu mohou být snímány pomocí dvou elektrod, v případě povrchové EMG jsou elektrody umístěny na kůži. Signál produkovaný svalovými vlákny v důsledku náboru motorických jednotek (MJ) se označuje jako MUAP (Motor unit action potential). EMG signál je algebraická sumace opakovaných sekvencí MUAP pro všechny aktivní motorické jednotky v blízkosti snímajících elektrod, potažmo měřeného svalu (Lamontagne, 2001). Podle Hennemanova pravidla jsou nejdříve nabírány malé motorické jednotky a později větší. Kombinací časové (zvýšení frekvence akčních potenciálů) nebo prostorové sumace (množství MJ) dochází k zvyšování kontrakční síly produkované svalem (Konrad, 2005) (Příloha 1, Obrázek 6).

Získaný EMG signál je kvantifikován z hlediska amplitudy a frekvence. Velikost amplitudy zachycuje množství svalových vláken podílejících se na vzniku AP. Frekvence určuje četnost výskytu AP za časovou jednotku.

1.9.1 INTERPRETACE EMG ZÁZNAMU

Užitečnost EMG signálu závisí na schopnosti získat z velkého množství informací obsažených v záznamu ty vhodné (Moritani, 1985). Pořízením EMG záznamu a jeho interpretací může zjistit informace o přítomnosti a charakteru svalové aktivity. Mezi parametry, které se v elektromyografii posuzují nejčastěji, patří timing svalové aktivace, vztah mezi silou a EMG signálem a svalová únava (De Luca, 1997). Z elektromyografického záznamu lze také hodnotit svalovou koordinaci.

Svalová síla může být odhadnuta analýzou amplitudy EMG. Některé zdroje uvádějí, že vztah mezi silou produkovanou svalem a velikostí amplitudy EMG signálu je lineární, to ovšem neplatí obecně (Klug, Rode, Rau, 2009). Síla i amplituda signálu jsou souhlasně redukovány jednak nábořem MU, ale také zvýšením frekvence pálení již pracujících MU. Ve srovnání s izometrickou kontrakcí je hodnota EMG aktivity u koncentrické kontrakce vyšší při produkci stejné síly, u excentrické kontrakce je tomu naopak (Enoka, 1998). Během izometrické kontrakce je sice tento vztah lineární, ovšem při zvyšování intenzity koncentrické i izometrické kontrakce je charakter růstu nelineární. S velikostí amplitudy EMG tedy nejlépe koresponduje izometrická aktivita. (Rodová, 2001). Na většině orientovaných pohybů se podílí současně agonisté, synergisté a antagonisté. Důsledkem elektrofyziologické aktivace svalů je produkce mechanické síly. Vzhledem k tomu, že se na pohybu nepodílí izolovaně pouze jeden sval, kvantifikace svalové síly pomocí sEMG je někdy relativní (Klug, Rode, Rau, 2009). Korelace vzájemného vztahu svalové síly a velikosti EMG amplitudy závisí tedy na druhu a rychlosti kontrakce svalů, na složitosti prováděného pohybu (množství DOF – degrees of freedom) a množství svalů, které se do pohybu zapojují.

Svalová koordinace je definována jako distribuce svalové aktivace nebo síly mezi jednotlivými svaly, které vykonávají komplexní pohyb v kloubu. Tato distribuce svalové aktivace je řízena centrálními složkami. V současném kineziologickém výzkumu zabývajícím se řízením pohybu vzrůstá zájem v metodách zjišťování motorických (svalových) synergií (Ting, McKay, 2007). Nicméně je stále nejasné, zda mohou být z EMG signálu spolehlivě odečteny informace o neurálních strategiích pohybu. Studie zkoumající svalové synergie většinou posuzují profil svalové aktivity. Z tohoto profilu lze získat informace o timingu svalové aktivace, tvaru křivky svalové

aktivity a úroveň svalové aktivity. Počátek a konec svalové kontrakce obecně určuje a identifikuje změny ve svalové koordinaci (Hug, 2001).

1.9.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ EMG ZÁZNAM

Faktory ovlivňující výsledný EMG záznam mohou být členěny do skupin vnitřní (neovlivnitelné) a vnější (ovlivnitelné). Vnější faktory zahrnují plochu a tvar detekčního povrchu elektrod a jejich umístění vůči sobě navzájem, ale také vůči lokalizaci inervační zóny měřeného svalu. Umístění elektrod blízko k okraji svalu zvyšuje riziko fenoménu crosstalk, což je signál produkovaný jiným sousedícím svaem, který se nachází v blízkosti svalu snímaného. Posledním vnějším a ovlivnitelným faktorem je orientace povrchů elektrod ke směru svalových vláken, paralelní uložení umožní přesnější snímání rychlosti vedení akčního potenciálu a tedy výsledné amplitudy a frekvence signálu (De Luca, 1997).

Mezi vnitřní činitele ovlivňující měřený EMG signál patří především charakter tkáně pod elektrodou (tuková tkáň má nižší vodivost), množství aktivních motorických jednotek, metabolický typ svalových vláken, průměr svalových vláken a hloubka lokalizace aktivních svalových vláken v rámci snímaného svalu (Lamontagne, 2001).

1.9.3 ÚPRAVA EMG ZÁZNAMU

Jako surový EMG záznam je označován signál detekující superpozici MUAPs, který nebyl nijak filtrován ani upraven. Mezi nejčastější úpravy patří rektifikace negativních amplitud a vyhlazení. Rektifikace je matematická úprava signálu umožňující jeho kvantifikaci, kdy negativní fáze signálu jsou převedeny na absolutní hodnoty (při plné rektifikaci převedeny do pozitivní fáze). Nástroj vyhlazení (smoothing) slouží k vyhlazení náhodných vrcholů signálu. Většinou je preferován algoritmus RMS (Root mean square), pro statickou práci se volí okénko až 500 ms, pro rychlé pohyby okénko od 20 ms, ovšem u většiny podmínek měření se využívá okénko mezi 50 až 100 ms (Konrad, 2005). Jednou z dalších možností úpravy signálu je redukce artefaktů ECG (elektrokardiogram). Problém výskytu srdečních artefaktů se objevuje většinou při snímání aktivity svalů trupu nebo pletenců horních končetin. Funkce ECG redukce pracuje na principu adaptivní filtrace a rozpoznání vzoru srdeční

aktivity. Na malém úseku EMG identifikuje ECG artefakty a pomocí filtrace je odstraní v celém elektromyografickém záznamu (Lamontagne, 2001).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 CÍLE PRÁCE

Cílem práce je prokázat aktivitu svalstva pletence ramenního a trupu během izometrického odporu v konečné fázi I. diagonály dolní končetiny ve flekčním vzorci na kontralaterální dolní končetině a v extenčním vzorci na ipsilaterální dolní končetině. Určit případné rozdíly vlivu aktivity stejnostranné a kontralaterální dolní končetiny na velikost aktivity hodnocených svalů horní končetiny a trupu.

2.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

2.2.1 VÝZKUMNÁ OTÁZKA Č. 1

Vykazují svaly trupu a pletence ramenního svalovou aktivitu během izometrické kontrakce svalů v PNF vzorcích I. diagonály dolní končetiny?

H₀₁: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici vleže na boku.

H₀₂: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici.

H₀₃: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici ve stoji.

H₀₄: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici vleže na boku.

H₀₅: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v kvadrupedální pozici.

H₀₆: Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici ve stoji.

2.2.2 VÝZKUMNÁ OTÁZKA Č. 2

Je rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního pravé horní končetiny a trupu při izometrické kontrakci svalů v PNF vzorcích dolní končetiny kontralaterálně a ipsilaterálně?

H₀₇: Nemá statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v pozici vleže na boku.

H₀₈: Nemá statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v kvadrupedální pozici.

H₀₉: Nemá statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v pozici ve stoji.

3 VÝZKUMNÁ METODA

3.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Do výzkumného souboru bylo zahrnuto celkem 28 probandů. Soubor tvořily pouze dívky, všechny byly studentky různých ročníků oboru Fyzioterapie na FZV Univerzitě Palackého v Olomouci. Většina probandů (25) měla základní praktickou znalost konceptu PNF. Jejich průměrný věk $\pm$ SD (směrodatná odchylka) byl $23 \pm 1,8$ let, průměrná výška $\pm$ SD byla $167,6 \pm 4,6$ cm a průměrná váha $\pm$ SD $65,3 \pm 6,9$ kg. U žádného z probandů nebyl v anamnéze zjištěn jakýkoliv traumatický úraz, ortopedické onemocnění nebo funkční limitace na horní ani dolní končetině, který by mohl měření omezit nebo výrazně ovlivnit. Byla měřena aktivita svalů na dominantní horní končetině a pletenci ramenním. Z důvodu nechtěných artefaktů srdeční akce na elektromyografickém záznamu byly do testovaného souboru vybrány pouze probandi s dominantní pravou horní končetinou (zjišťováno ve funkci psaní a přesného hodu).

Výzkumná skupina byla v průběhu měření bez známek infektu nebo jakéhokoli jiného stavu, který by potenciálně mohl změnit snímanou svalovou aktivitu a neslučoval se s podmínkami měření.

3.2 POSTUP MĚŘENÍ

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v pracovních dnech v době od 7:00 do 15:30. Podmínky během testování v laboratoři byly klidné s konstantní teplotou.

Před vlastním měřením byl každý proband obeznámen s průběhem a podepsal informovaný souhlas viz Příloha 3. Poté byla odebrána anamnéza, zaměřená na zjištění případného dřívějšího zranění, které by mohlo ovlivnit výsledky měření. Jako metoda výzkumu byla vybrána povrchová elektromyografie, synchronizovaná s videozáznamem.

3.2.1 ČIŠTĚNÍ KŮŽE A UMÍSTĚNÍ ELEKTROD

V místě svalového břicha byla kůže očištěna abrazivní pastou, poté otřena vlhkým ručníkem a osušena. Elektrody byly umístěny těsně vedle sebe na střední část svalového břicha, paralelně s průběhem svalových vláken. Místo umístění elektrod bylo určeno palpací svalového břicha při izometrické aktivitě vybraných svalů. Poté byly na elektrody aplikovány příslušné svody. Zemnicí elektrodu jsme umístili na spina iliaca anterior superior. Správné umístění elektrod a snímání aktivity jednotlivých svalů bylo ověřeno postupnou izometrickou aktivací jednotlivých svalů proti odporu. Poté byly páskou ke kůži přilepeny zesilovače jednotlivých svodů.

Elektrickou aktivitu svalů snímal elektromyograf Myosystem se 16 kanály od firmy Noraxon USA se systémem Myovideo. Bylo použito osm kanálů:

1. kanál: m. (musculus) obliquus externus abdominis (OE)
2. kanál: m. biceps brachii (BB)
3. kanál: m. latissimus dorsi (LD)
4. kanál: m. infraspinatus (IS)
5. kanál: m. triceps brachii, caput longum (TB)
6. kanál: m. trapezius, pars descendens (HT)
7. kanál: m. trapezius, pars ascendens (DT)
8. kanál: m. serratus anterior (SA)

Během měření byla snímána aktivita při izometrické kontrakci svalů v PNF vzorcích ipsilaterální a kontralaterální dolní končetiny v různých testovacích polohách.

3.2.2 TESTOVANÉ POLOHY A VLASTNÍ MĚŘENÍ

Pro měření jsme zvolili tři pozice: vleže na boku, v kleku na čtyřech a ve stoji. Před samotným měřením byly zaznamenány 20 s dlouhé úseky klidové aktivity svalů ve všech výchozích testovaných polohách. K nastavení přesného výchozího postavení jednotlivých segmentů těla byl využit goniometr.

Pozice na boku

Proband zaujal polohu vleže na levém boku, dolní končetiny byly ve troj-flexi, v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu jsme nastavili 90°. Páteř a hlava byly v ose bez úklonu, rotace, flexe či extenze. Dolní horní končetina byla nastavena do 90° flexe v ramenním kloubu. Postavení svrchní měřené horní končetiny bylo v 70° flexi v ramenním kloubu a 90° flexi v loketním kloubu, volně položená před tělem a opřená o kořen dlaně (Obrázek 4a). V této poloze byla nejdříve změřena klidová aktivita svalů a poté aktivita při izometrické kontrakci ipsilaterální pravé dolní končetiny v extenčně-abdukčně-vnitřně rotačním vzorci a kontralaterální DK ve flekčně-addukčně-zevně rotačním vzorci odporovaná terapeutem, přičemž postavení svrchní DK bylo v extenzi. Proband byl instruován o pohybu DK (Obrázek 5a, b na straně 43).

Kvadrupedální pozice

V této výchozí poloze byl proband opřen o kolena a bérce. Postavení kolen bylo na šířku pánve ve flexi kyčelních kloubů 90°. Lokty byly položeny taktéž na šířku ramen, předloktí byla v pronaci a směřovala lehce ke střední ose trupu promítající se do opěrné báze. Ramenní kloub byl nastaven ve flexi 90°. Trup byl napřímen (Obrázek 4b). Nejprve jsme naměřili klidovou aktivitu svalů, a poté stejným způsobem jako v předchozí poloze aktivitu izometrické kontrakce svalů v konečné fázi vybraných diagonál na ipsilaterální i kontralaterální DK odporované terapeutem (Obrázek 5c, d na straně 43).

Obrázek 4: Klidové pozice: a – pozice na boku, b – kvadrupedální pozice, c – pozice ve stoji



Pozice ve stoji

Klidová poloha byla naměřena vsedě na stole, s bérce svěšenými dolů. Trup byl napřímen a horní končetiny byly volně položeny vedle těla (Obrázek 4c). Aktivita při

izometrické kontrakci svalů byla naměřena v poloze s oporou o dorzální plochu levého stehna, přičemž pravá DK byla opřena o plosku a tedy mimo stůl. Kyčelní kloub byl v mírné semiflexi (20°), pata v linii pod sedacím hrbolem a předonoží směřovalo dopředu. Poloha horní končetiny, na které byla měřena aktivita svalů, se nacházela v 70° flexi, mírné addukci a zevní rotaci v ramenním kloubu, předloktí bylo ve středním postavení mezi pronací a supinací a směřovalo kolmo ke stropu. Chodidlo bylo podloženo osobní váhou a aktivita svalů byla měřena tak, aby byla osobní váha zatížena na 70% hmotnosti probanda. První měření proběhlo při extenční práci ipsilaterální dolní končetiny, kdy proband dostal povel zatlačit do váhy a proti izometrickému odporu vyšetřujícího v komponentách vzorce. Druhé měření proběhlo při izometrické aktivitě levé dolní končetiny ve směru flekčně-addukčně-zevně rotačního vzorce (Obrázek 5e, f).

Vybrané vzorce (diagonály) byly prováděny vždy stejným vyšetřujícím podle principů PNF, které byly definovány Mezinárodní asociací PNF (IPNFA).

Obrázek 5: Pozice měřené izometrické aktivity a – pozice vleže na boku aktivita v extenčním vzorci ipsilaterální DK, b – pozice vleže na boku aktivita ve flekčním vzorci kontralaterální DK, c – kvadrupedální pozice aktivita v extenčním vzorci ipsilaterální DK, d – kvadrupedální pozice aktivita ve flekčním vzorci kontralaterální DK, e – pozice ve stoji aktivita v extenčním vzorci ipsilaterální DK, f – pozice ve stoji aktivita ve flekčním vzorci kontralaterální DK



3.3 ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU

Ke zpracování EMG záznamu byly použity software Myovideo a Myoresearch. Surový EMG záznam jsme nejdříve zrektifikovali a použili vyhlazení RMS (Root mean square) 50 ms. U většiny probandů byly na záznamu svalové aktivity patrné artefakty srdeční aktivity, a proto byla při úpravě signálu použita funkce ECG redukce. A to tak, že byl označen úsek signálu s alespoň třemi srdečními artefakty, program poté podle zvoleného úseku zredukoval ECG artefakty v celém rozsahu naměřeného signálu.

3.4 VYHODNOCENÍ EMG ZÁZNAMU

Upravený signál byl následně vyhodnocen. K vyhodnocení byly vybrány úseky izometrické aktivity v jednotlivých testovaných polohách dlouhé 5 sekund a 20 sekund dlouhé úseky klidových hodnot ve všech testovaných polohách. Úseky jsme vybírali podle videozáznamu ve fázi, kdy proband dosáhl konečné fáze testované diagonály a setrval v izometrické aktivitě proti odporu terapeuta. Pro převedení EMG signálu do číselných hodnot jsme použili funkci Standart report. Získané číselné údaje byly dále zpracovány v programu Microsoft Excel. Nejdříve jsme vypočetli aktivační hodnotu (AH) z klidové aktivity svalů, podle vzorce $AH = \text{průměr klidové aktivity} + 2 SD$. Z průměrné aktivity jednotlivých měření a odpovídajících aktivačních hodnot se vypočetly maximální hodnoty svalové aktivity (MH). Pro statistické účely jsme využili hodnoty průměrných aktivit a hodnoty maximálních aktivit svalů.

3.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH DAT

Statistické zpracování dat proběhlo v softwaru STATISTICA (0.6) a částečně také v programu Microsoft Excel. Ke statistickému zpracování první vědecké otázky byly použity průměr klidových hodnot a průměr hodnot aktivity jednotlivých svalů v měřených polohách (Příloha 2, Tabulka 11-13 na straně 80-82). Tyto hodnoty jsou uváděny v uV. U druhé vědecké otázky se porovnávaly maximální hodnoty svalů horní končetiny při izometrické kontrakci ipsilaterální a kontralaterální dolní končetiny, které jsme vypočetli podle vzorce $MH = \text{průměr izometrické aktivity} / AH \text{ jednotlivých}$

svalů, jedná se o absolutní hodnoty (Příloha 2, Tabulky 14 a 15 na straně 83 a 84). Pro statistické porovnání dat byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test. U neparametrických testů není potřeba splnění podmínky normálního rozdělení proměnných. Normální rozdělení se dá předpokládat u většího počtu měření nebo se dá otestovat zvlášť. V našem případě podmínka normálního rozložení nebyla splněna. Principem Wilcoxonova párového testu je hodnocení pořadí pozorovaných hodnot dvou výběrů téhož rozdělení. Hladina významnosti byla stanovena na 5%, je-li hodnota $p \leq 0,05$, můžeme hovořit o statisticky významném rozdílu.

4 VÝSLEDKY

4.1 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 1

„Vykazují svaly trupu a pletence ramenního svalovou aktivitu během izometrické kontrakce svalů v PNF vzorcích I. diagonály dolní končetiny?“

Výzkumná otázka obsahovala šest hypotéz (H_{01} – H_{06}) řazené podle jednotlivých poloh, ve kterých bylo měřeno a aplikovaných vzorců PNF.

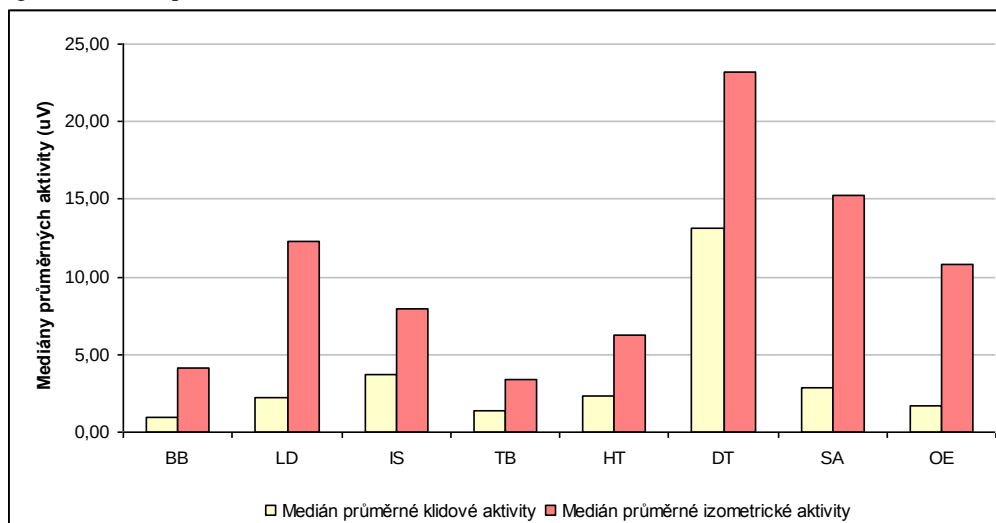
Hypotézu **H₀₁**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici vleže na boku.*“ **zamítáme pro:** m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus, m. triceps brachii caput longum, m. trapesius pars descendens, m. trapesius pars ascendens, m. serratus anterior a pro m. obliquus abdominis externus. Aktivita všech měřených svalů ipsilaterální horní končetiny se statisticky významně zvýšila. Hodnota $p \leq 0,01$, můžeme tedy hovořit o vysoké statistické významnosti. U všech vyjmenovaných svalů byly hodnoty mediánů vyšší u izometrické aktivity. Hodnoty popisné statistiky a výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zaznamenány v Tabulce 1 a Grafu 1 na straně 48.

Tabulka 1: Popisná statistika a hodnoty p porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici na boku

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			p
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	0,98	0,79	1,27	4,11	2,36	9,81	0,000006*
RT LD	2,26	1,46	5,52	12,30	8,36	16,21	0,000004*
RT IS	3,72	2,35	5,22	7,93	6,24	11,56	0,000023*
RT TB	1,34	0,79	1,91	3,41	2,32	9,99	0,000014*
RT HT	2,37	2,01	3,93	6,23	5,34	16,18	0,000004*
RT DT	13,18	9,07	21,60	23,23	14,29	32,42	0,000004*
RT SA	2,89	2,01	3,70	15,25	8,30	27,57	0,000017*
RT OE	1,71	1,19	2,52	10,77	6,15	18,27	0,000004*

Legenda k Tabulce 1: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapesius pars ascendens, HT - m. trapesius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnáváné dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 1: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterálně v pozici na boku



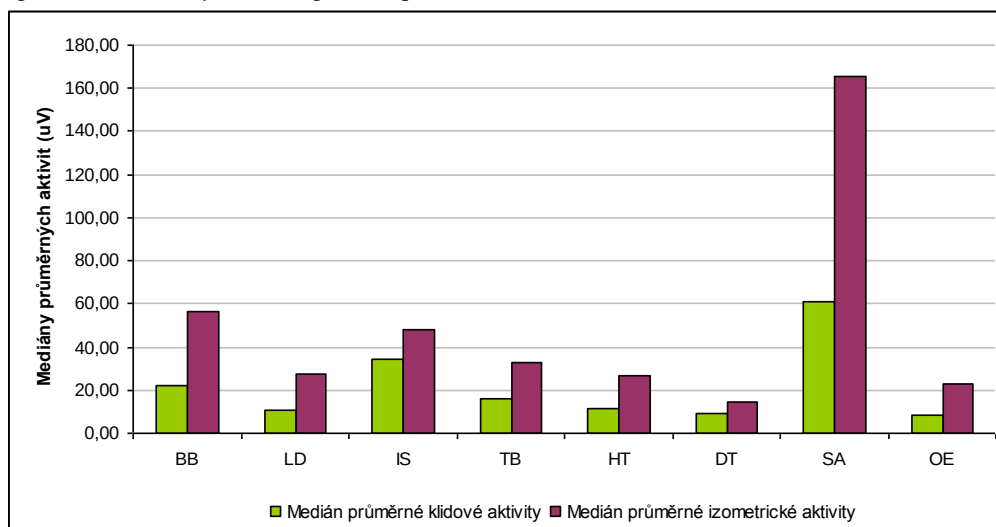
Hypotézu **H₀₂**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici,*“ **zamítáme pro:** m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus, m. triceps brachii caput longum, m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens a m. serratus anterior. Aktivita svalů ipsilaterální horní končetiny se signifikantně zvýšila ($p \leq 0,01$). U výše jmenovaných svalů byly hodnoty mediánů vyšší při izometrické aktivitě. Hodnoty popisné statistiky a hodnoty p jsou znázorněny v Tabulce 2 a Grafu 2 na straně 49.

Tabulka 2: Popisná statistika a hodnoty p porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			p
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	21,93	11,64	33,39	56,53	28,12	75,43	0,000011*
RT LD	10,51	8,34	15,12	27,52	21,14	51,25	0,000004*
RT IS	34,30	26,14	39,46	48,15	40,75	70,01	0,000246*
RT TB	15,89	12,85	19,82	32,74	20,69	40,90	0,000051*
RT HT	11,82	9,07	14,60	26,82	19,79	35,93	0,000004*
RT DT	9,42	5,65	11,35	14,26	10,85	16,48	0,002278*
RT SA	60,77	35,95	90,46	165,63	101,75	230,39	0,000004*
RT OE	8,53	5,48	12,89	22,76	18,46	28,92	0,000005*

Legenda k Tabulce 2: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnáváné dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 2: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici



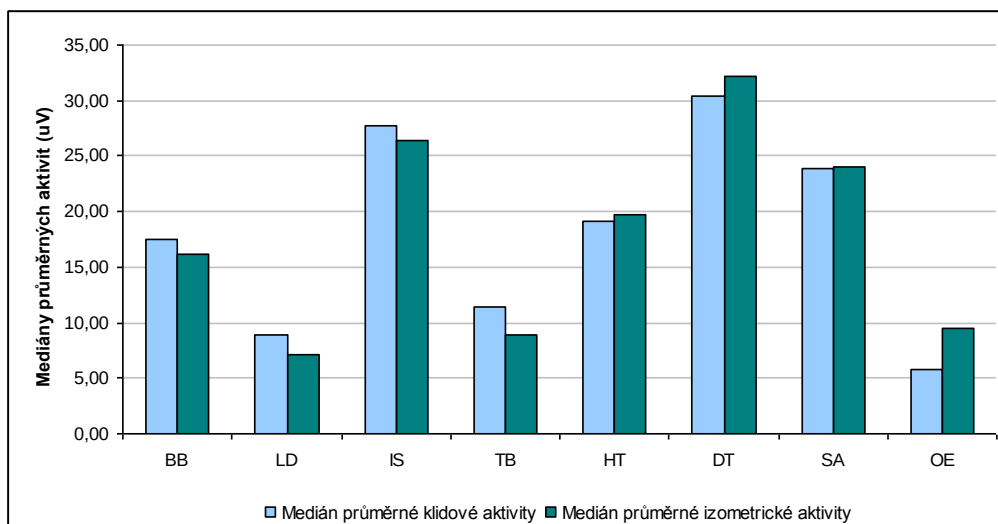
Hypotézu **H₀₃**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny v průběhu vzorce PNF: extenze-abdukce-vnitřní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici ve stoji,*“ **zamítáme pro:** m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. obliquus abdominis externus. Hodnoty mediánů prvních dvou svalů dosáhly vyšších hodnot v klidové aktivitě. Při izometrické aktivitě měřeného vzorce PNF došlo k signifikantnímu snížení jejich aktivity. Hodnoty popisné statistiky a hodnoty *p* jsou znázorněny v Tabulce 3 a Grafu 3 na straně 37.

Tabulka 3: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v poloze ve stoji

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	17,57	13,35	24,22	16,20	10,93	20,16	0,011484*
RT LD	8,95	7,18	10,74	7,17	6,19	9,81	0,121513
RT IS	27,76	23,57	41,58	26,44	22,83	33,91	0,079534
RT TB	11,44	9,21	13,62	8,89	7,73	10,59	0,000269*
RT HT	19,09	13,64	29,18	19,74	8,53	27,82	0,399485
RT DT	30,35	23,42	46,36	32,12	22,27	46,46	0,855448
RT SA	23,93	14,31	35,31	24,07	17,38	32,87	0,749878
RT OE	5,81	4,89	8,51	9,52	7,53	13,10	0,000636*

Legenda k Tabulce 3: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou výsoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnávání dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 3: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterální strany v poloze ve stoji



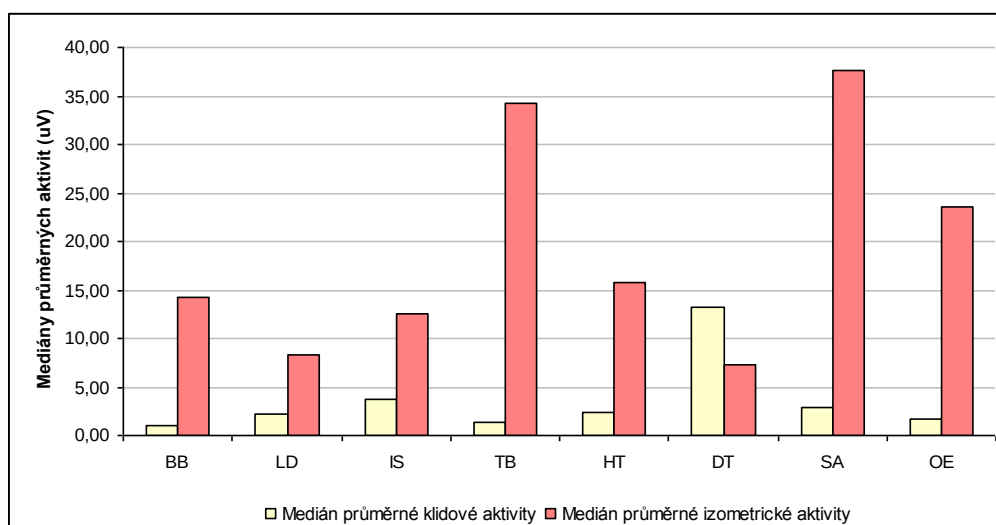
Hypotézu **H₀₄**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici vleže na boku,*“ **zamítáme pro:** všechny měřené svaly. Hodnoty *p* Wilcoxonova párového testu jsou u všech porovnávaných dvojic $\leq 0,01$ a tedy můžeme mluvit o vysoké statistické významnosti. U všech svalů kromě m. trapezius pars ascendens byla hodnota mediánů izometrické aktivity vyšší než hodnota mediánů klidové aktivity, u m. trapezius tomu bylo naopak. Hodnoty popisné statistiky a hodnoty *p* jsou znázorněny v Tabulce 4 a Grafu 4 na straně 51.

Tabulka 4: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici vleže na boku

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	0,98	0,79	1,27	14,21	9,66	16,33	0,000004*
RT LD	2,26	1,46	5,52	8,23	6,65	10,77	0,000012*
RT IS	3,72	2,35	5,22	12,57	7,54	18,59	0,000019*
RT TB	1,34	0,79	1,91	34,16	17,64	68,76	0,000004*
RT HT	2,37	2,01	3,93	15,83	7,77	31,81	0,000004*
RT DT	13,18	9,07	21,60	7,28	5,68	11,05	0,011484*
RT SA	2,89	2,01	3,70	37,71	27,19	53,21	0,000004*
RT OE	1,71	1,19	2,52	23,48	20,06	33,36	0,000004*

Legenda k Tabulce 4: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnávané dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 4: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů kontralaterální strany v pozici vleže na boku



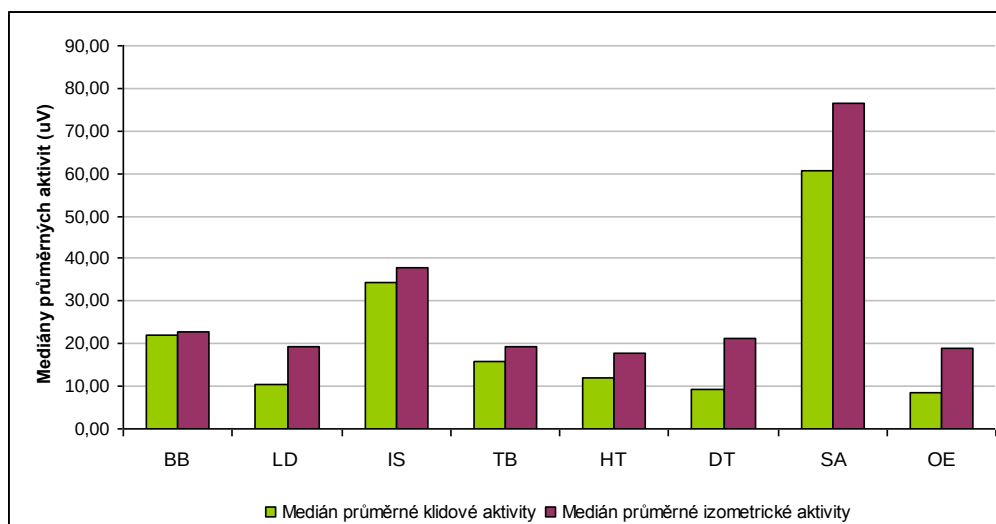
Hypotézu **H₀₅**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v kvadrupedální pozici,*“ **zamítáme pro:** m. latissimus dorsi, m. triceps brachii caput longum, m. trapesius pars descendens, m. trapesius pars ascendens a m. serratus anterior. Hodnoty *p* pro všechny svaly mimo m. triceps brachii nabyly hodnot $\leq 0,01$, můžeme u nich tedy mluvit o vysoké statistické významnosti. Hodnoty mediánů izometrické aktivity jsou u všech svalů vyšší v porovnání s mediány klidové aktivity. Hodnoty popisné statistiky a hodnoty *p* jsou znázorněny v Tabulce 5 a Grafu 5 na straně 52.

Tabulka 5: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v kvadrupedální pozici

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	21,93	11,64	33,39	22,66	13,74	31,82	0,509016
RT LD	10,51	8,34	15,12	19,21	16,01	22,29	0,000005*
RT IS	34,30	26,14	39,46	37,82	26,59	51,09	0,075706
RT TB	15,89	12,85	19,82	19,26	14,10	31,41	0,017874*
RT HT	11,82	9,07	14,60	17,59	13,52	19,63	0,000350*
RT DT	9,42	5,65	11,35	21,18	14,81	34,84	0,000023*
RT SA	60,77	35,95	90,46	76,35	53,64	130,92	0,001811*
RT OE	8,53	5,48	12,89	19,09	15,04	29,65	0,000004*

Legenda k Tabulce 5: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapesius pars ascendens, HT - m. trapesius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnávání dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 5: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů kontralaterální strany v kvadrupedální pozici



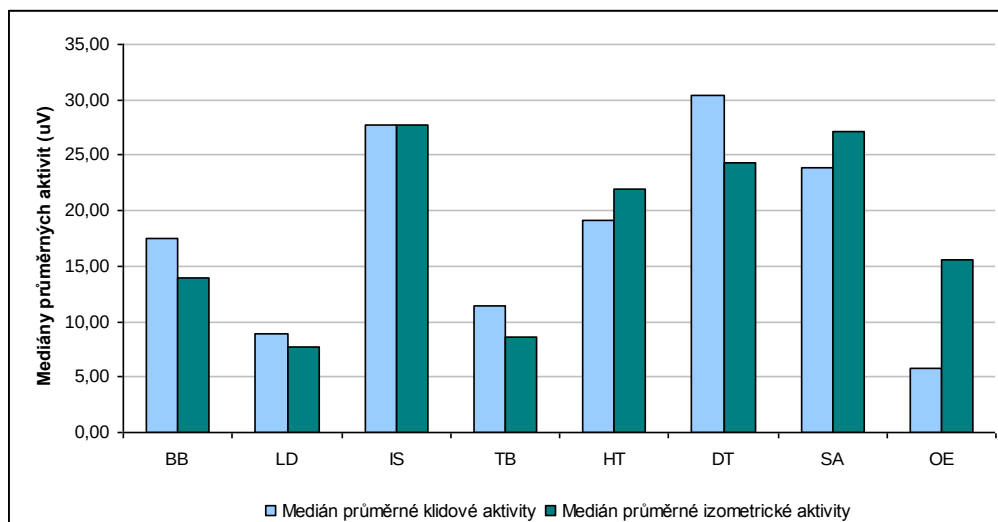
Hypotézu **H₀₆**, ve znění: „*Izometrická kontrakce svalů dolní končetiny ve směru vzorce PNF: flexe-addukce-zevní rotace významně nezmění aktivitu svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici ve stoji,*“ **zamítáme pro:** m. biceps brachii a m. triceps brachii caput longum. *P* u těchto svalů nabylo hodnot $\leq 0,01$, můžeme mluvit o vysoké signifikanci. U prvních dvou svalů byla hodnota mediánů klidových hodnot vyšší než hodnota mediánů izometrické aktivity, aktivita se tedy snížila při izometrické kontrakci ve směru aplikovaného vzorce PNF. Medián aktivity m. obliquus abdominis externus vykazoval vyšší hodnotu při izometrické aktivitě. Hodnoty popisné statistiky a *p* jsou znázorněny v Tabulce a Grafu 6 na straně 53.

Tabulka 6: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici ve stoji

	Průměrná klidová aktivita			Průměrná izometrická aktivita			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	17,57	13,35	24,22	13,97	11,28	21,90	0,002457*
RT LD	8,95	7,18	10,74	7,68	7,05	10,66	0,909351
RT IS	27,76	23,57	41,58	27,76	23,67	37,54	0,509016
RT TB	11,44	9,21	13,62	8,56	7,26	10,58	0,000108*
RT HT	19,09	13,64	29,18	21,91	10,02	39,44	0,438796
RT DT	30,35	23,42	46,36	24,27	14,32	39,83	0,055775
RT SA	23,93	14,31	35,31	27,13	17,42	39,16	0,091973
RT OE	5,81	4,89	8,51	15,61	11,92	20,73	0,000006*

Legenda k Tabulce 6: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnávané dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou [uV]

Graf 6: Grafické znázornění mediánů průměrných klidových a izometrických aktivit všech měřených svalů kontralaterální strany ve stoji



4.2 VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 2

„Je rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního pravé horní končetiny a trupu při izometrické kontrakci svalů v PNF vzorcích dolní končetiny kontralaterálně a ipsilaterálně?“

Druhá vědecká otázka obsahovala čtyři hypotézy (H_07 – H_09), které jsou seřazeny podle jednotlivých poloh měření.

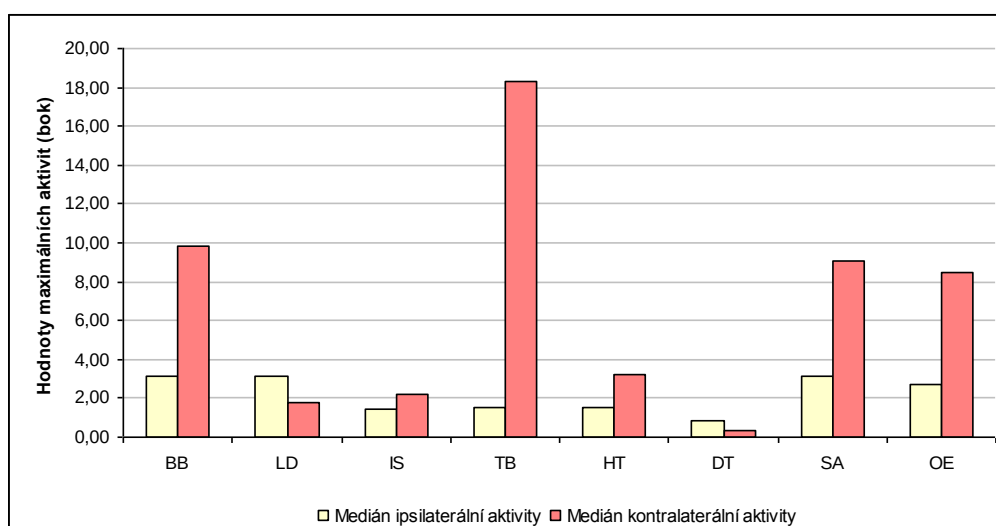
Hypotézu **H₀₇**, ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v pozici vleže na boku,“ **zamítáme pro** všechny měřené svaly. Hodnota p Wilcoxonova párového testu je $\leq 0,01$, což značí vysokou signifikanci výsledku. Hodnoty mediánů maximálních hodnot svalů pletence ramenního byly vyšší při aktivitě ve vzorci PNF kontralaterální strany, mimo svaly m. latissimus dorsi a m. trapezius pars ascendent, kde tomu bylo naopak. Aktivita m. obliquus abdominis byla vyšší při izometrické kontrakci v PNF vzoru kontralaterální dolní končetiny. Popisná statistika obou proměnných a hodnoty p jsou znázorněny v Tabulce 7 a Grafu 7 na straně 54.

Tabulka 7: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávací účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na aktivitu svalstva pletence ramenního a trupu v pozici vleže na boku

	Ipsilaterální			Kontralaterální			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	2. kvartil	Medián	1. kvartil	2. kvartil	
RT BB	3,15	1,37	4,43	9,80	4,59	10,99	0,000042*
RT LD	3,16	1,49	4,34	1,74	1,38	3,13	0,001550*
RT IS	1,43	1,07	2,47	2,18	1,02	4,92	0,001550*
RT TB	1,55	1,08	3,22	18,28	7,07	35,66	0,000005*
RT HT	1,52	0,95	2,56	3,23	2,00	5,38	0,000056*
RT DT	0,88	0,68	1,29	0,33	0,20	0,55	0,000010*
RT SA	3,12	1,70	6,45	9,08	4,06	15,56	0,000046*
RT OE	2,73	2,03	5,46	8,46	5,06	11,57	0,000008*

Legenda k Tabulce 7: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapesius pars ascendens, HT - m. trapesius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnávání dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou absolutní

Graf 7: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v pozici na boku



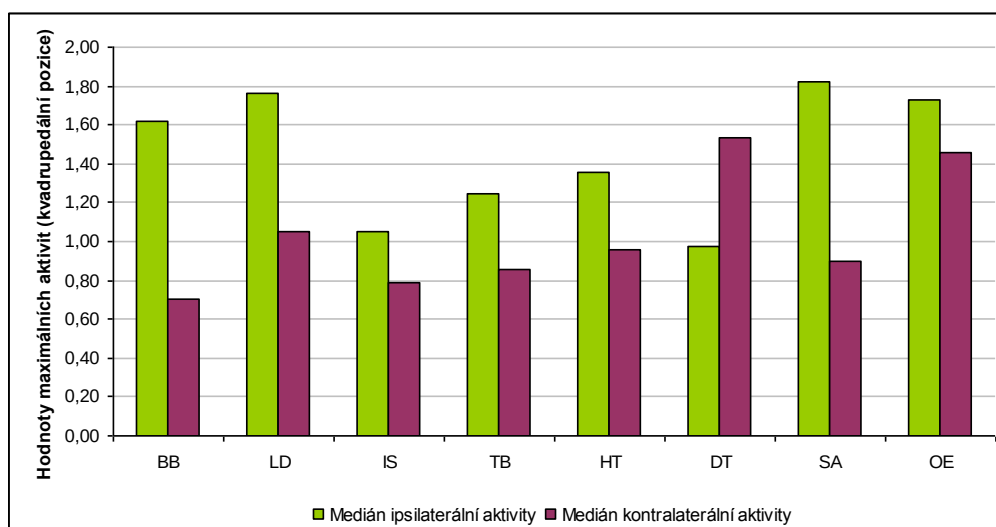
Hypotézu **H₀₈**, ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v kvadrupedální pozici,“ **zamítáme pro** svaly pletence ramenního. Všechny měřené svaly pletence ramenního prokázaly vyšší aktivitu při vzorci PNF ipsilaterální dolní končetiny. Pro m. obliquus abdominis externus hypotézu **nelze zamítnout**. Popisná statistika obou proměnných a hodnoty *p* jsou znázorněny v Tabulce 8 a Grafu 8 na straně 55.

Tabulka 8: Popisná statistika a hodnoty *p*, porovnávající účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na svaly pletence ramenního a trupu v kvadrupedální pozici

	Ipsilaterální			Kontralaterální			<i>p</i>
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	1,62	1,28	2,11	0,70	0,58	0,88	0,000012*
RT LD	1,76	1,25	2,27	1,05	0,82	1,31	0,000119*
RT IS	1,05	0,83	1,66	0,79	0,62	0,95	0,002457*
RT TB	1,24	0,98	1,58	0,86	0,64	1,08	0,002649*
RT HT	1,36	1,14	2,14	0,95	0,85	1,09	0,000585*
RT DT	0,97	0,74	1,29	1,54	1,12	2,76	0,000416*
RT SA	1,82	1,34	2,29	0,90	0,63	1,20	0,000021*
RT OE	1,73	1,38	2,41	1,46	1,08	1,86	0,523735

Legenda k Tabulce 8: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapesius pars ascendens, HT - m. trapesius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnáváné dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou absolutní

Graf 8: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v kvadrupedální pozici



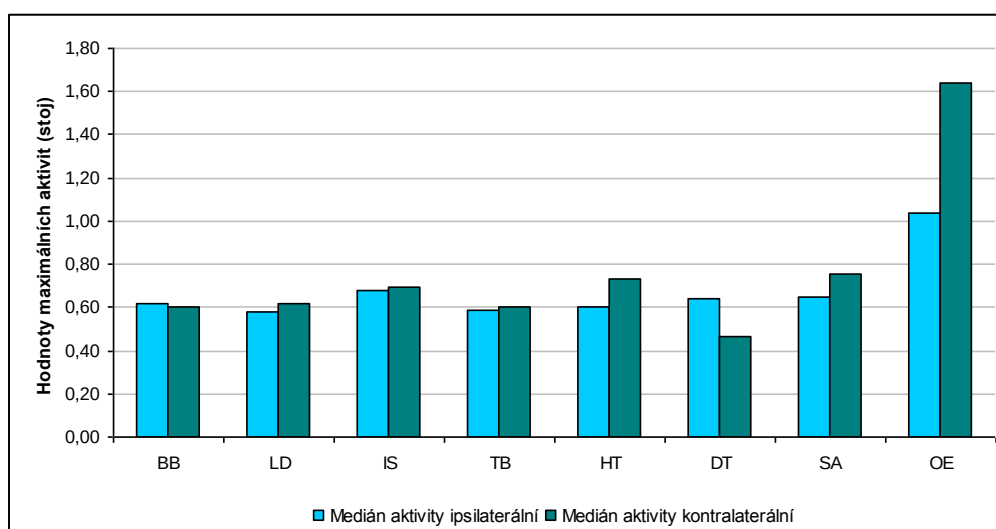
Hypotézu **H₀₉**, ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v nárůstu aktivity svalů pletence ramenního a trupu při izometrické kontrakci v PNF vzorcích kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny v pozici ve stoji,“ **zamítáme pro:** m. trapesius pars descendens, m. latissimus dorsi a m. obliquus abdominis externus. Hodnota *p* Wilcoxonova párového testu je $\leq 0,01$ a můžeme mluvit o vysoké statistické významnosti. Aktivita m. obliquus abdominis i m. trapesius pars descendens je vyšší při izometrické kontrakci v PNF vzoru kontralaterální dolní končetiny. Popisná statistika obou proměnných a hodnoty *p* jsou znázorněny v Tabulce 9 a Grafu 9 na straně 56.

Tabulka 9: Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na svaly pletence ramenního a trupu v poloze ve stoji

	Ipsilaterální			Kontralaterální			p
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil	
RT BB	0,61	0,55	0,73	0,60	0,54	0,69	0,873354
RT LD	0,58	0,48	0,71	0,62	0,51	0,78	0,034198*
RT IS	0,68	0,61	0,74	0,69	0,63	0,80	0,087664
RT TB	0,59	0,52	0,63	0,60	0,54	0,66	0,698672
RT HT	0,61	0,42	0,76	0,73	0,44	0,97	0,013921*
RT DT	0,64	0,42	0,78	0,46	0,34	0,59	0,158002
RT SA	0,65	0,50	0,85	0,76	0,56	1,05	0,055775
RT OE	1,03	0,81	1,14	1,64	1,12	2,18	0,000019*

Legenda k Tabulce 9: RT - pravostranný, BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapesius pars ascendens, HT - m. trapesius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, hladina významnosti Wilcoxonova párového testu byla stanovena na $p \leq 0,05$, hodnoty označené tučně a * jsou vysoce statisticky významné, hodnoty označené tučně jsou v porovnáváné dvojici vyšší, jednotky hodnot popisné statistiky jsou absolutní

Graf 9: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v poloze ve stoji



5 DISKUSE

Záměrem následující kapitoly je zhodnotit a okomentovat vlastní výsledky práce v konfrontaci s teoretickými poznatky a s výsledky současných výzkumů, které se zabývají obdobnou problematikou nebo se k ní vztahují.

S objevující se znalostí zákonitostí řízení pohybu docházelo souběžně také k rozvoji fyzioterapeutických konceptů, které se o principy řízení motoriky opíraly. Jedním z takových konceptů je Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. Postupem času novější teorie motorické kontroly doplnily nebo vystřídaly ty předchozí a obecně se zdá, že každá nová teorie přináší komplexnější pohled na problematiku řízení hybnosti. Jedním ze stěžejních bodů současného chápání motorické kontroly je opouštění myšlenky, že pohyb je pouhým prostředkem k dosažení požadovaného cíle. Pohyb je orientován na cíl a tomu byla kontrola lidské motoriky přizpůsobena.

Koncept PNF předpokládá existenci synergických pohybových vzorů pro končetiny i trup, které jsou generovány motorickým kortexem. Prostředkem pro pozitivní terapeutický výsledek se stává fenomén iradiace, definován Sherringtonem (1906) jako rozšíření reakce na stimulaci v synergistických svalech nebo vzorcích pohybu. Iradiace podmiňuje přímé ovlivnění pohybového segmentu, ale je také principem fungování indirektivních přístupů, které využívají vzdálené i blízké synergie a komplexní pohybové vzory. Zdá se, že neurofyziologický vztah mezi vzdálenějšími pohybovými segmenty není předmětem mnoha studií, přesto je tento vztah existujícími zdroji potvrzován, např. Zehr et al (2007) dokázali, že rytmické pohyby paží přispívají k neurální excitaci svalů dolní končetiny.

Předmětem této práce byla objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF na vybraných pohybových vzorcích a v různých polohách. Tato studie je pilotní, a proto byli do souboru zařazeni pouze jedinci bez jakékoliv pohybové patologie, přibližně stejného věku a podobných tělesných konstitucí. Pozice, ve kterých byl aplikován odpor proti flekčnímu a extenčnímu vzorci I. diagonály PNF, byly zvoleny tak, aby se lišily ve velikosti opěrné plochy, báze a postavení měřené horní končetiny, respektive v práci celého pohybového řetězce. V kvadrupedální pozici a v pozici na boku byla horní končetina součástí uzavřeného kinematického řetězce, zatímco v pozici ve stoji byla sledovaná horní končetina článkem řetězce otevřeného. Prvotním

cílem práce bylo prokázat statisticky významnou aktivitu měřených svalů a zjistit, zda izometrická kontrakce v komponentách pohybu vzorce PNF ze stejnostranné nebo protilehlé dolní končetiny se bude signifikantně lišit ve vyvolané aktivitě svalů pletence a trupu. Z výsledků popisné statistiky lze také hrubě nastínit vliv polohy, velikosti opěrné báze nebo práce v otevřeném a uzavřeném kinematickém řetězci, na aktivitu měřených svalů.

Předchozí práce zabývající se problematikou indirektivních přístupů a iradiace v rámci přístupu PNF se zaměřily většinou na průkaz a objektivizaci iradiace svalové aktivity do kontralaterální horní (Pink, 1981) nebo dolní končetiny (Németh, 2008; Meningroni et al, 2009), ale také z distálního konce do imobilizovaného proximálního segmentu horní končetiny (Pavlů, 2011). Pouze jedna studie se snažila prokázat možnost iradiace z horní končetiny do končetin dolních (Sato ad Maruyama, 2009).

Ve studii Pink (1981) prokazovali rozdíl vlivu flekčního a extenčního vzorce II. diagonály horní končetiny na svalovou aktivitu měřenou kontralaterálně u m. pectoralis major, m. infraspinatus a m. latissimus dorsi. Signifikantního rozdílu dosáhly pouze poslední dva zmíněné svaly. M. pectoralis major se zapojoval stejně v obou vzorech diagonály, to autoři přisuzují stabilizační funkci proximálně uloženého svalu. Tento výsledek naznačuje, že neuronální řízení zprostředkovávající iradiaci není striktně spojeno s aktivací agonistů nebo antagonistů kontralaterální končetiny. M. latissimus dorsi prokazoval větší aktivitu při extenčním vzoru protilehlé HK. M. infraspinatus se aktivoval více při flekčním vzoru.

Meningroni et al (2009) se snažili potvrdit efekt dlouhodobého tréninku na aktivaci mm. tibiales anteriores u pacientů s dědičným periferním neuropatickým onemocněním, u něhož dochází k snížení kondukční rychlosti periferních nervů. Použili bilaterální asymetrický vzor II. diagonály HK, který prováděli oboustranně. Po pětitédenní terapii došlo k prokazatelnému zlepšení aktivace kontralaterálního m. tibialis anterior při provádění PNF vzoru, tento výsledek autoři připisují iradiaci svalové aktivity do kontralaterální DK.

Očekávaná iradiace zvolených vzorů PNF v předložené práci měla zvýšit EMG aktivitu svalů trupu (m. obliquus abdominis externus – OE) a pletence ramenního (m. serratus anterior – SA, m. infraspinatus – IS, m. biceps brachii – BB a m. trapezius pars descendens – HT). Antagonistický vztah má m. latissimus dorsi – LD, m. trapezius

pars ascendens – DT a m. triceps brachii – TB. Lidská lokomoce je charakteristická zkříženým vzorem a i většina popisovaných svalových řetězců trupu a končetin má diagonální průběh (Véle, 2006; Benninghoff, 1938). Můžeme tedy očekávat efektivnější facilitaci vzorcem kontralaterální DK flexe-addukce-zevní rotace. Sato a Maruyama (2009) ve své studii prokázali statisticky významně vyšší extenční práci kontralaterální DK při izometricky odporovaném flekčním vzoru II. diagonály PNF horní končetiny. V konečné fázi vzoru byla navíc extenční práce vyšší než v iniciálním postavení.

Vlivem výchozího postavení indirektivně ovlivňované končetiny se zabývala také studie Németh (2008). V této studii bylo zjištěno, že velikost aktivace m. gluteus medius přímo souvisí s mírou nastavení necvičené dolní končetiny do abdukce. Větší stupeň abdukce necvičené DK znamenal nižší stupeň aktivace gluteálních svalů. Shimura a Kasai v roce 2002 provedli studii, která se zabývala vlivem výchozího nastavení v PNF vzorci, následným vědomým pohybem a neurofyzilogickými charakteristikami řízení tohoto pohybu. Z výsledků mohou být vyzvednuty tyto body: PNF výchozí pozice významně změnila pořadí aktivace svalů, vede k redukci reakčních časů aktivace svalů na EMG a snížila latenci MEP. Facilitační pozice PNF vede k efektivnějšímu provedení a řízení pohybu.

5.1 DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE POZICE VLEŽE NA BOKU

V poloze vleže na boku při aktivitě ve flekčním vzorci PNF z kontralaterální i v extenčním vzorci PNF z ipsilaterální strany došlo u všech svalů k statisticky významné změně aktivace. Nejvyšší maximální hodnoty byly dosaženy při ipsilaterální aktivitě u BB, LD, SA a OE. Oproti těmto hodnotám asi poloviční aktivace dosáhli IS, TB, HT. Při flekčním vzorci kontralaterální dolní končetiny prokázali nejvyšší aktivitu BB, TB, SA a OE. IS a LD se aktivovali méně viz. Tabulka 10 na straně 60. Pouze jeden sval vykazoval negativní změny a to DT, jeho aktivita se při kontrakci snížila a to více při aktivitě kontralaterální strany. U tohoto svalu ovšem hodnoty klidové aktivity v pozici vleže na boku byly neobvykle vysoké, proto při výpočtu maximální hodnoty hrál tento fakt roli a mohl výslednou MH ovlivnit.

Tabulka 10: Souhrnná tabulka mediánů maximálních hodnot měřených svalů v jednotlivých polohách a vzorech PNF

	Vleže na boku		Kvadrupedální		Ve stoji	
	Ipsilaterální	Kontralaterální	Ipsilaterální	Kontralaterální	Ipsilaterální	Kontralaterální
<i>BB</i>	3,15	9,80	1,62	0,70	0,61	0,60
<i>LD</i>	3,16	1,74	1,76	1,05	0,58	0,62
<i>IS</i>	1,43	2,18	1,05	0,79	0,68	0,69
<i>TB</i>	1,55	18,28	1,24	0,86	0,59	0,60
<i>HT</i>	1,52	3,23	1,36	0,95	0,61	0,73
<i>DT</i>	0,88	0,33	0,97	1,54	0,64	0,46
<i>SA</i>	3,12	9,08	1,82	0,90	0,65	0,76
<i>OE</i>	2,73	8,46	1,73	1,46	1,03	1,64

Legenda k Tabulce 10: V tabulce jsou uvedeny mediány maximálních hodnot aktivit jednotlivých svalů, hodnoty čísel jsou absolutní, BB – m. biceps brachii, LD – m. latissimus dorsi, IS – m. infraspinatus, TB – m. triceps brachii, HT – m. trapezius pars descendens, DT – m. trapezius pars ascendens, SA – m. serratus anterior, OE – m. obliquus abdominis externus

Pozice vleže na boku může být považována za poměrně labilní. Při obou vzorcích DK byly segmenty těla součástí uzavřeného kinematického řetězce, kdy punctum fixum je kontaktní plocha terapeuta a opěrná plocha probanda, kterou se dotýká podložky. Odpor, který byl aplikován vyšetřujícím narušuje rovnováhu polohy probanda, k udržení této rovnováhy je potřebná kokontrakční funkce zúčastněných svalů. Svaly v oblasti pletence ramenního mají díky práci v CKC při obou PNF vzorech dolních končetin stabilizační funkci, nezapojují se pouze synergisti vzoru DK, což podporuje výsledky studie Pink (1981), které naznačují, že neuronální řízení iradiace do kontralaterální končetiny nemusí být vždy spojeno pouze s aktivací agonistů nebo antagonistů, ale je ovlivněno výchozími podmínkami prováděného pohybu (Shimura a Kasai, 2002). Můžeme se domnívat, že pokud by nastavení horní končetiny bylo v otevřeném kinematickém řetězci, pro udržení rovnováhy by bylo výhodnější aktivovat synergisty vzoru a udržet stabilitu řetězce balanční strategií. Aktivovaly by se spíše svaly které jsou podle komplexních pohybových vzorců PNF synergické s extenčně-abdukčně-vnitřně rotačním vzoru dolní končetiny.

Svaly udržující polohu lopatky v době hodnoceného úseku vykonávaly izometrickou práci, ovšem maximální hodnoty aktivity u svalů tvořící jednotlivé smyčky v oblasti pletence nebyly vždy vyrovnané. Ve dvojici BB a TB převažovala v ipsilaterálním vzorci PNF aktivita m. biceps brachii. Oba svaly se svými dlouhými hlavami podílí na glenohumerální stabilitě a udržují hlavici humeru v jamce (Kapandji, 1982). Na druhou stranu ve vzorci kontralaterální DK byla aktivita TB jedenáctkrát

vyšší oproti ipsilaterálnímu vzoru. Tento výsledek může být ovlivněn aktivitou zbylých dvou hlav tricepsu při extenzi v loketním kloubu díky cross-talk fenomenu (De Luca, 1997).

V poloze vleže na boku prokázaly všechny svaly vyšší aktivaci při vzoru kontralaterální končetiny s výjimkou svalu LD a DT, kteří se aktivovali více u vzoru ipsilaterální DK. U svalů OE, SA a BB byla aktivace téměř třikrát vyšší. Tyto výsledky odpovídají závěrům studie Sato a Maryuama (2009), ve které bylo zjištěno, že při izometrické aktivitě HK ve flekčním vzorci je prokazatelně vyšší extenční práce kontralaterální DK oproti stejnostranné dolní končetině.

5.2 DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE KVADRUPEDÁLNÍ POZICE

Kvadrupedální pozice vychází z ontogeneze a v terapii je používána poměrně často v rámci různých konceptů (PNF, Bobath, Klappovo lezení, Terapie bazálních programů a podprogramů Čáповé). Dietz (2002) uvádí, že bipedální lokomoce má podobnou neuronální koordinaci a vzorec pohybu horních a dolních končetin jako kvadrupedální lokomoce. Souhyb horních končetin při chůzi autor považuje za pozůstatek kvadrupedálního vzoru lokomoce.

V testované kvadrupedální pozici nedosahovaly MH svalů pletence a trupu již na první pohled takových hodnot jako v pozici předchozí. Kvadrupedální poloha je poměrně stabilní, vyžaduje ovšem vyšší nároky na sílu a koordinaci svalstva pletenců, pravděpodobně proto nabyly již AH vyšší čísla, což se odrazilo ve výsledných MH. Nicméně i tak v extenčním vzorci ipsilaterální dolní končetiny u všech měřených svalů pletence došlo k statisticky významné aktivaci. Ve flekčním vzorci kontralaterální DK se signifikantně aktivovaly všechny svaly mimo BB a IS. V ipsilaterálním extenčním vzorci prokázaly všechny svaly mimo DT podobnou úroveň aktivace a zdá se, že kokontrakční svalová práce potřebná pro udržení stabilní polohy v kvadrupedální pozici v tomto vzorci DK byla rovnoměrně rozložena mezi snímané svaly pletence a trupu. Rovnoměrné rozložení svalové aktivity bylo přítomno také při aktivitě ve flekčním vzorci kontralaterální DK.

Výsledky druhé výzkumné otázky prokázaly významně větší aktivitu svalů pletence ramenního při vzorci ipsilaterální DK. Sval OE nabyl podobných hodnot

aktivity v obou vzorech. Z výsledků může být vyvozeno, že v kvadrupedální pozici je mnohem výhodnější, zvolit extenční vzorec ipsilaterální končetiny, který aktivuje svaly pletence více než vzorec kontralaterální a také facilituje rovnoměrné rozložení svalové aktivity.

5.3 DISKUSE K HYPOTÉZÁM TÝKAJÍCÍ SE POZICE VE STOJI

V této pozici byla horní končetina součástí otevřeného kinematického řetězce. Signifikantní změnu aktivity prokázali pouze BB, TB a OE při aktivitě ve flekčním vzoru kontralaterální DK i extenčním vzoru ipsilaterální DK. První dva zmíněné svaly při izometrickém odporu snížily svou aktivitu v porovnání s klidovými hodnotami. OE aktivitu zvýšil a to zřetelněji při aktivitě ve flekčním vzorci. Při pohledu na Tabulku 10 zjistíme, že u všech ostatních svalů došlo také ke snížení aktivity. Tyto dílčí výsledky nekorespondují s výsledky práce Shimury a Kasaie (2002), kteří zjistili, že výchozí poloha v PNF vzoru zlepší podmínky aktivace svalů. Nicméně stejně jako v předchozí kvadrupedální pozici už sama výchozí poloha pro měření klidové aktivity vyžaduje poměrně velkou svalovou práci a tak se můžeme domnívat, že díky tomu nárůst svalové aktivity nebyl signifikantní. Významné zvýšení aktivity bylo přítomno pouze u m. obliquus abdominis. M. OE je funkčně i strukturálně nejbliže dolní končetině, a možná proto byla iradiace svalové aktivity signifikantní pouze u tohoto svalu

Co se týče rozdílu maximálních hodnot aktivity při extenčním vzorci ipsilaterální DK a flekčním vzorci kontralaterální DK, statisticky významné rozdíly jsou pozorovány u tří svalů: LD, HT a OE, u kterých byla aktivita prokazatelně vyšší při aktivitě ve flekčním vzorci. Svaly LD a OE jsou oba součástí předních a zadních diagonálních řetězců propojující funkčně dolní s protilehlou horní končetinu (Véle, 2006; Čápová, 2008; Benninghoff, 1938) a podílí se na stabilizaci trupu při práci končetin (Hodges, Richardson, 1997). Z těchto dílčích výsledků může být vyvozen stejný závěr jako ve studii Sato a Maruyamy (2009), že vztah kontralaterální horní a dolní končetiny je prokazatelnější.

5.4 DISKUSE K VÝZKUMNÉ METODĚ

Hodnoty maximálních aktivit jednotlivých svalů u probandů nabývaly velké variability. To může být dáno různou excitabilitou CNS jednotlivých probandů (Donaldson, 2003), odlišností dávkování odporu, který sice byl aplikován pokaždé stejným vyšetřujícím, ale jisté odchylky v míře odporu nelze vyloučit. Většina studií použitých v této práci týkající se PNF považovala za dostatečnou záruku dávkování stejné míry odporu provedení vzorců PNF jedním terapeutem. V neposlední řadě lze za důvod vysoké variability považovat také fakt, že každý proband má jiné pohybové stereotypy (pohybová fyziologie či patologie) a aktivita svalů nemusí být při provedení totožného motorického úkolu stejně rozložena (Lewit, 2000).

Jak už zmínil Moritani (1985) užitečnost EMG signálu závisí na schopnosti získat z velkého množství informací obsažených v záznamu ty vhodné. Signál projde mnoha úpravami ještě před tím než dosáhne podoby, která může být hodnocena. Což naznačuje že všechny tyto úpravy mohou výsledná data ovlivnit.

ZÁVĚR

Předmětem této práce byla objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF. V teoretické části práce jsou shrnuty poznatky týkající se problematiky dosavadních teorií motorické kontroly, neurofyzilogické podstaty řízení cíleného pohybu, svalových synergií, řetězení svalové práce a principů fungování indirektivních přístupů v konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. Snažili jsme se nastínit strukturální i funkční vztah svalstva trupu a končetin.

Cílem výzkumné části bylo prokázat aktivitu svalstva pletence ramenního a trupu během izometrického odporu v konečné fázi I. diagonály dolní končetiny ve flekčním vzorci na kontralaterální dolní končetině a v extenčním vzorci na ipsilaterální dolní končetině a určit případné rozdíly vlivu aktivity stejnostranné a kontralaterální dolní končetiny na velikost aktivity hodnocených svalů horní končetiny a trupu. Pro měření svalové aktivity v těchto vzorcích jsme zvolili tři polohy (pozice v leže na boku, kvadrupedální pozice a pozice ve stoji). Zjistili jsme, že u prvních dvou pozic došlo k významnému zvýšení aktivity u téměř všech měřených svalů. Neaktivovaly se pouze svaly pletence ramenního a trupu v synergistickém vztahu s aplikovanými vzorci I. diagonály DK. Tento výsledek naznačuje, že měřené svaly pracovaly v koaktivaci a podílely se na stabilizační funkci pohybového řetězce. V kvadrupedální pozici byla efektivnější aktivace v pohybových komponentách extenčního vzorce I. diagonály PNF, zatímco v pozici vleže na boku byla účinnější aktivita v pohybových komponentách flekčního vzorce. V pozici ve stoji došlo k statisticky významné aktivaci pouze u svalu OE. Tento fakt může být důsledkem práce horní končetiny v otevřeném kinematickém řetězci. V této poloze byla významnější aktivita kontralaterální DK ve flekčním vzorci.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ADLER, S; BECKERS, D; BUCK, M. *PNF in practice : An illustrated guide*. 3. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2008. 267 s. ISBN 978-3-540-73901-2.

ALEXANDER, G; CRUTCHER, Michael. Functional architecture of basal ganglia circuits: neural substrates of parallel processing. *TINS*. 1990, n.7, s. 266-272.

ANDERSON, Ch, et al. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2007, n.17, s. 245-252.

BASTLOVÁ, P. *Svalové synergie horní končetiny*. Olomouc, 2010. 116 s. Dizertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci.

BENEŠOVÁ, M, et al. Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitaceu pacientů s desaultovou fixací ramenního kloubu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2011, n. 1, s. 14-19.

BENNINGHOFF, A. *Lehrbuch der Anatomie des Menschen*. Munich : L.F. Lehmann; 1938. 548 s.

BERNSTEIN, N. *Human motor actions: Bernstein reassessed*. Amsterdam : Elsevier science publishers, 1984. The problem of the interrelation of co-ordination and localization, s. 77-121. ISBN 0-444-868135.

BROOKS, D. The role of the basal ganglia in motor control: contriptions from PET. *Journal of the neurological sciences*. 1995, n.128, s. 1-13.

CARROLL, T, et al. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of applied physiology*. 2006, n.101, s. 1514-1522.

CARSON, R. Neural pathways mediating bilateral interaction between the upper limbs. *Brain research reviews*. 2005, n.49, s. 641-662.

CLARAC, F; MASSION, J; SMITH, A. Duchenne, Charcot and Babinski three neurologists of La Salpêtrière hospital, and their contribution to concepts of the central organization of motor synergy. *Journal of physiology – Paris*. 2009, n.103, s. 361-376.

CLARK, J. *Gait analysis: Theory and application*. Baltimore : Mosby, 1995. Dynamical systems perspective on gait, s. 79-87. ISBN 0-8016-6964-2.

ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. ISBN 978-80-7329-180-8.

D'AVELLA, A. *Encyclopedia of neuroscience*. Berlin : Springer, 2009. Muscle synergies, s. 2509-2512. ISBN 978-0-08-045046-9.

DEVINE, K; LEVEAU, B; YACK, J. Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. *Physical therapy*. 1981, n.6, s. 898-904.

DE LUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997, n.13, 135-163.

DIETZ, V. Do human bipeds use quadrupedal coordination. *Trends in neuroscience*. 2002, n. 9, s. 462-468-468.

DONALDSON, S; DONALDSON, M; SNELLING, L. SEMG Evaluations: An overview. *Applied psychophysiology and biofeedback*, 2003, n.2, s. 121-128.

DVOŘÁK, R. & VAŘEKA, I. Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, roč. 6, n.3, s. 86-90. ISSN 1803-6597.

DVOŘÁK, R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005a, roč. 12, n.1, s. 12-17. ISSN 1803-6597.

DVOŘÁK, R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005b, roč. 12, n.1, s. 18-22.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha : Grada, 2007. 192 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1.vyd. Praha : Grada Publishing, 2009. ISBN 9788024716480.

ENOKA, R. *Neuromechanics of human movement*. Leeds : Human Kinetics, 2008. 549 s. ISBN 0-7360-6679-9.

FALADOVÁ, K; NOVÁKOVÁ, T. Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, n. 3, s. 116-119.

GRAZIANO, M. The organization of behavioral repertoire in motor cortex. *The annual review of neuroscience*. 2006, n. 29, s. 105-134.

GRAZIANO, M; PATEL, K; TAYLOR, CH. Mapping from motor cortex to biceps and triceps altered by elbow angle. *Journal of Neurophysiology*. 2004, n. 92, s. 395-407.

GRAFTON, S; HAMILTON, A. Evidence for a distributed hierarchy of action representation in the brain. *Human movement science*. 2007, n. 26, s. 590-616.

HALLETT, M. *Motor control and learning*. New York : Springer, 2006. The role of the motor cortex in motor learning, s. 89-97. ISBN 0-387-25390-4.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of electromyography and kinesiology*. 2011, n. 21, s. 1-12.

HODGES, P; RICHARDSON, C. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical therapy*. 1997, n. 77, s. 132-144.

HOEPKE, H. *Das Muskelspiel des Menschen*. Stuttgart : Fischer verlag, 1936. 134 s. ISBN QM 151

JONES, K; FORWARD, M. Examining the patterns of PNF in the upper limb during normal walking. *Physiotherapy*. 2002, n. 4, s. 236-237.

KAPANDJI, A; HONORE, L; TUBIANA, R. *The Physiology of the Joints, Volume 1: The upper Limb*. London: Churchill Livingstone, 1982. ISBN: 044310350.

KAKEI, S; HOFFMAN, D; STRICK, P. Muscle and movement representations in the primary motor cortex. *Science*. 1999, n. 285, s. 2136-2139.

KAMINSKI, T. The coupling between upper and lower extremity synergies during whole body reaching. *Gait and posture*. 2007, n. 26, s. 256-262.

KLUG, C; SCHMITZ-RODE, T; RAU, G. Surface electromyography and muscle force : Limits in sEMG-force relationship a new approaches for applications. *Clinical biomechanics*. 2009, 24, s. 225-235.

KOFOLITOS, N; KELLIS, E. Cross-training effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Physical therapy in sport*. 2007, n. 8, s. 109-116.

- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, n. 4. s. 142-147.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů: Diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, n. 4, s. 155-170.
- KOLÁŘ, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*. 2002, n. 3, s. 106-109.
- KONDRAD, P. *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0 [online]. 2005 [cit. 2011-07-11]. Dostupné na WWW: <resea.rics.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1>.
- KOUKOLÍK, F. *Lidský mozek : Funkční systém, norma a poruchy*. Praha : Portál, 2002. 446 s. ISBN 80-7178-632-2.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0350-0.
- KROBOT, A. Klinické aplikace pohybových řetězců. *Rehabilitacia*. 1997, n. 1, s. 4-8.
- LAMONTAGNE, M. *Rehabilitation of sports injuries*. Heidelberg : Springer, 2001. Application of electromyography in sport medicine, s. 31-53. ISBN 3-540-67475-6.
- LATASH, M; SCHOLZ, J; SCHÖNER, G. Toward a new theory of motor synergies. *Motor control*. 2007, n. 11, s. 276-308.
- LATASH, M; ANSON, G. Synergies in health and disease: Relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical therapy*. 2006, n. 8, s. 1151-1161.
- LATASH, M, et al. Motor control theories and their applications. *Medicina*. 2010, n. 6, s. 382-392.
- LEE, W. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. *Journal of motor behavior*. 1984, n. 2, s. 135-170.
- LEONARD, CH, *Gait analysis: Theory and application*. Baltimore : Mosby, 1995. The neurophysiology of human locomotion, s. 46-56. ISBN 0-8016-6964-2.
- LEWIT, K. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, n. 3, s. 99-101.

MATIELLO, D; WOOLLACOTT, M. *Neurophysiology and neuropsychology of motor development*. London : Mac Keith press, 1997. Postural control in children: development in typical populations and in children with cerebral palsy and down syndrome, s. 42-77. ISBN 00694835.

MENINGRONI, P, et al. Contralateral force irradiation for the activation of tibialis anterior muscle in carriers of Charcot-Marie-Tooth disease : Effect of PNF intervention program. *Revista Brasileira de fisioterapia*. 2009, n. 5, s. 438-443.

MONTGOMERY, P; CONNOLLY, B. *Clinical applications for motor control*. Thorofare : Slack, 2003. 390 s. ISBN 1-55642-545-7.

MORITANI, T; MURO, M; KIJIMA, A. Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: Electrophysiologic responses of different muscle fibers during stimulated contractions. *Experimental neurology*. 1985, n. 3. s. 471-483.

NÉMETH, E. PNF induced irradiation on the contralateral lower extremity with emg measuring. *IPNFA*. 2009, n. -, s. 1-6. Dostupný také z WWW: <<http://www.ipnfa.org/index.php?id=162>>.

NETTER, F, et al. *Atlas of neuroanatomy and neurophysiology*. Teterboro : Icon custom communications, 2002. 93 s. ISBN – .

O'SULLIVAN, S. *Physical rehabilitation*. Fifth edition. Philadelphia : F.A. Davis company, 2007. Strategies to improve motor function, s. 471-522. ISBN 0-8036-1247-8.

PEARSON, K. Motor systems. *Current opinion in neurobiology*. 2000, n. 10, s. 649-654.

PENGUNE, V; DOYON, J. Dynamic cortical and subcortical networks in learning and delayed recall of timed motor sequences. *The journal of neuroscience*. 2002, n. 22, s. 1397-1406.

PERRY, J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare : Slack, 1992. 556 s. ISBN 978-1-55642-192-1.

PINK, M. Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation pattern. *Physical therapy*. 1981, n. 8, s. 1158-1162.

REINA, A; MORAN, D; SCHWARTZ, A. On the relationship between joint angular velocity and motor cortical discharge during reaching. *Journal of neurophysiology*. 2001, n. 85, s. 2576-2589.

RODOVÁ, D; MAYER, M; JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, n. 6, s. 173-177.

SATO, H; MARUYAMA, H. The effects of indirect treatment of proprioceptive neuromuscular facilitation. *Journal of physical therapy science*. 2009, n. 21, s. 189-193.

SHERRINGTON, CH. *The integrative action of the nervous system*. New Haven : Yale university press, 1906. 33 s.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, M. *Motor control : Translating research into clinical practice*. 3. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2007. 612 s. ISBN 978-0-7817-6691-3.

SMITH, L; WEISS, E; LEHMKUHL, D. *Brunnstrom's clinical kinesiology*. Fifth edition. Philadelphia : F.A. Davis company, 1996. 468 s. ISBN 0803679165.

SOMMER, M. The role of the thalamus in motor control. *Current opinion in neurobiology*. 2003, n.13, s. 663-670.

SPORNS, O; EDELMAN, G. Solving Bernstein's problem : A proposal for the development of coordinated movement by selection. *Child development*. 1993, n.64, s. 960-981.

SWINNEN, S, et al. Shared neural resources between left and right interlimb coordination : The neural substrate of abstract motor representations. *Neuroimage*. 2010, n.49, s. 2570-2580.

SHIMURA, K; KASAI, T. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in the upper limb muscles. *Human movement science*. 2002, n.21, s. 101-113.

SODERBERG, G. *Kinesiology: Application to pathological motion*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1997. 504 s. ISBN 0-683-07852-8.

SODERBERG, G; KNUTSON, L. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical therapy*. 2000, n.80, s. 485-498.

- THELEN, E; KELSO, S; FOGEL, A. Self-organizing systéme and infant motor development. *Developmental review*. 1987, n. 1, s. 39-65.
- TING, L; MCKAY, L. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current opinion in neurobiology*. 2007, n.17, s. 622-628.
- TROJAN, S, et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace člověka : Třetí, přepracované a doplněné vydání*. Praha : Grada, 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, n.4, s. 115-121.
- VAŘEKA, I a DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, n. 3, s. 84-85.
- VÉLE, F . *Kineziologie : Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- VOJTA, V. & PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. 1. vyd. Praha: Grada, 1995. ISBN 80-7169-004-X.
- VOSS, D; IONTA, M; MYERS, B. *Proprioceptive neuromuscular facilitation : Patterns and techniques*. 3. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 1985. 370 s. ISBN 0-06-142595-8.
- VICKY, S; GREGORY, J; CHERYL, W. *Rational manual therapies*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1993. Proprioceptive neuromuscular facilitation, s. 243-286.
- ZEHR, P, et al. Rhythmic leg cycling modulates forearm muscle H-reflex amplitude and corticospinal tract excitability. *Neuroscience letters*. 2007, n. 419, s. 10 - 14.
- HORAK, F. *Contemporary management of motor problems : Proceedings of the II step conference*. Portland : Foundation for physical therapy, 1991. Assumptions underlying motor control for neurologic rehabilitation, s. 11-28. ISBN 0962880701.
- ULRICH, B. *Neurophysiology and neuropsychology of motor development*. London : Mac Keith press, 1997. Dynamic systems theory and skill development in infants and children, s. 319-345. ISBN 00694835.
- VAN SANT, A. *Clinical applications for motor control*. Thorofare : Slack, 2003. Motor control, motor learning and motor development, s. 25-53. ISBN 1-55642-545-7.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

MK	motorická kontrola
CNS	centrální nervový systém
CPG	central pattern generator
RF	retikulární formace
MLO	mesencephalická lokomoční oblast
BG	bazální ganglia
RF	retikulární formace
PO	parietální asociační oblast
SM	suplementární motorická korová oblast
PM	premotorická korová oblast
M	primární motorická oblast
OKC	open kinematic chains
CKC	closed kinematic chains
p. f.	punctum fixum
p. m.	punctum mobile
PK	posturální kontrola
3D	trojdimenzionální
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
ADL	Activity of daily living
m.	musculus
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
SEMG	Povrchová elektromyografie
MJ	motorická jednotka
MUAP	motor unit action potential
DOF	degrees of freedom
RMS	root mean square
ECG	elektrokardiogram
FZV	Fakulta zdravotnických věd

SD	směrodatná odchylka
OE	m. obliquus externus abdominis
BB	m. biceps brachii
LD	m. latissimus dorsi
IS	m. infraspinatus
TB	m. triceps brachii, caput longum
DT	m. trapesius, pars ascendens
SA	m. serratus anterior
IPNFA	Mezinárodní asociací PNF
EMG	elektromyografie
ECG	elektrokardiografie
AH	aktivační hodnota
MH	maximální hodnoty svalové aktivity
mm.	musculi
HT	m. trapesius pars descendens

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: <i>Popisná statistika a hodnoty p porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v pozici na boku</i>	47
Tabulka 2: <i>Popisná statistika a hodnoty p porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici</i>	48
Tabulka 3: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu ipsilaterální strany v poloze ve stoji</i>	49
Tabulka 4: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici vleže na boku</i>	50
Tabulka 5: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v kvadrupedální pozici</i>	51
Tabulka 6: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající průměrné klidové a izometrické aktivity svalů pletence ramenního a trupu kontralaterální strany v pozici ve stoji</i>	52
Tabulka 7: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na aktivitu svalstva pletence ramenního a trupu v pozici vleže na boku</i>	54
Tabulka 8: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na svaly pletence ramenního a trupu v kvadrupedální pozici</i>	55
Tabulka 9: <i>Popisná statistika a hodnoty p, porovnávající účinek ipsilaterálního a kontralaterálního vzoru PNF na svaly pletence ramenního a trupu v poloze ve stoji</i>	56
Tabulka 10: <i>Souhrnná tabulka mediánů maximálních hodnot měřených svalů v jednotlivých polohách a vzorech PNF</i>	60
Tabulka 11: <i>Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v pozici vleže na boku</i>	80
Tabulka 12: <i>Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v kvadrupedální pozici</i>	81
Tabulka 13: <i>Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v pozici ve stoji</i>	82
Tabulka 14: <i>Maximální hodnoty měřené svalové aktivity v extenčním vzorci PNF ipsilaterální DK</i>	83
Tabulka 15: <i>Maximální hodnoty měřené svalové aktivity ve flekčním vzorci PNF kontralaterální DK ..</i>	84

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: <i>Selekce a fixace pohybových synergií</i>	23
Obrázek 2: <i>Přední zkřížené svalové řetězce a svalové smyčky trupu</i>	28
Obrázek 3: <i>a – diagonály, antagonistické vzorce trupu, pletenců a končetin, b – vzorce lopatky a pánve</i>	33
Obrázek 4: <i>Klidové pozice: a – pozice na boku, b – kvadrupedální pozice, c – pozice ve stoji</i>	43
Obrázek 5: <i>Pozice měřené izometrické aktivity</i>	44
Obrázek 6: <i>Časová a prostorová sumace</i>	78
Obrázek 7: <i>Uspořádání korových polí související s řízením motoriky</i>	78
Obrázek 8: <i>Diagonální břišní řetězce (upraveno podle Čápové, 2008)</i>	79

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterálně v pozici na boku	48
Graf 2: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici	49
Graf 3: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů ipsilaterální strany v poloze ve stoji	50
Graf 4: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů kontralaterální strany v pozici vleže na boku	51
Graf 5: Grafické znázornění mediánů pro průměrné klidové a izometrické aktivity všech měřených svalů kontralaterální strany v kvadrupedální pozici	52
Graf 6: Grafické znázornění mediánů průměrných klidových a izometrických aktivit všech měřených svalů kontralaterální strany ve stoji	53
Graf 7: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v pozici na boku	54
Graf 8: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v kvadrupedální pozici	55
Graf 9: Grafické znázornění mediánů maximálních hodnot ipsilaterální a kontralaterální aktivity všech měřených svalů v poloze ve stoji	56

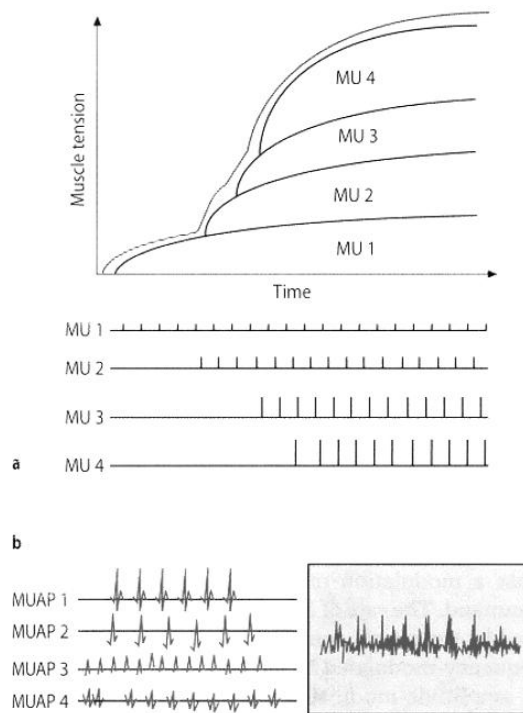
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: <i>Obrázky k teoretickým poznatkům</i>	78
Příloha 2: <i>Naměřená data probandů</i>	80
Příloha 3: <i>Informovaný souhlas</i>	85

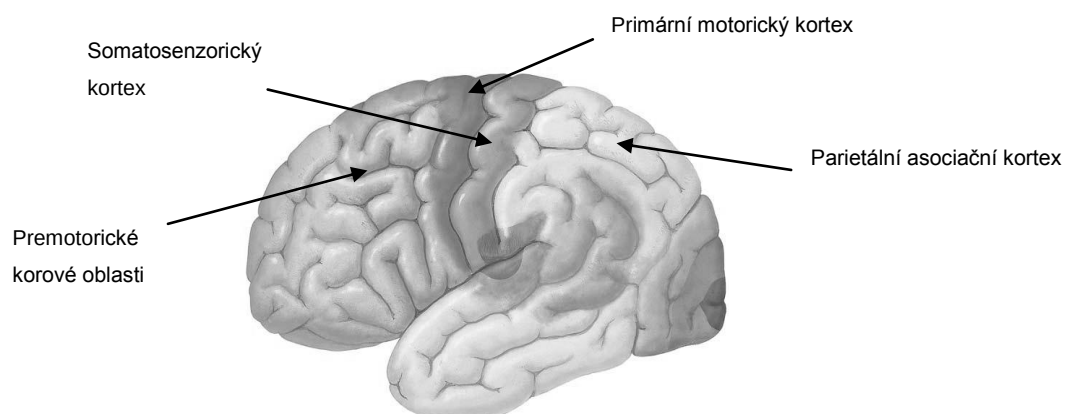
PŘÍLOHY

Příloha 1: Obrázky k teoretickým poznatkům

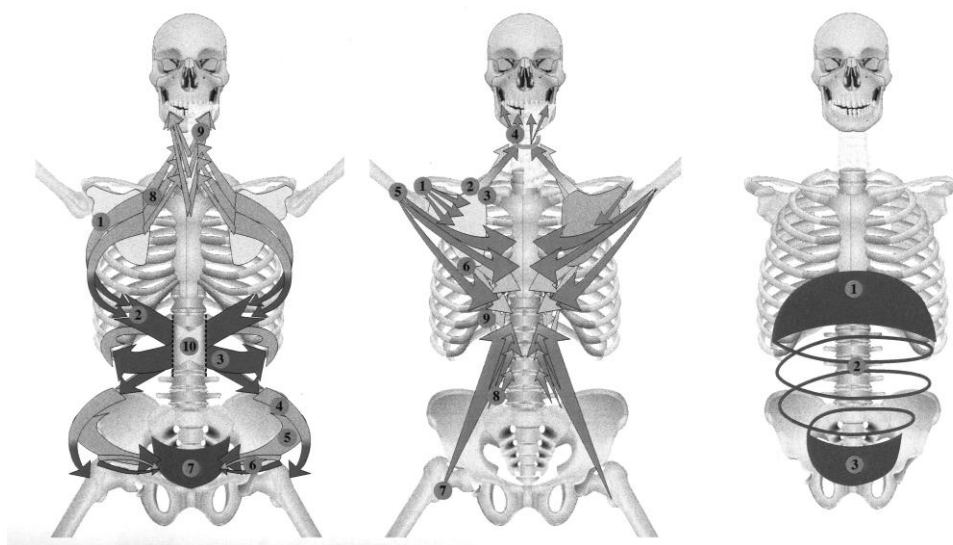
Obrázek 6: Časová a prostorová sumace (upraveno dle Lamontagne, 2001)



Obrázek 7: Uspořádání korových polí související s řízením motoriky (upraveno podle Netter, 2002)



Obrázek 8: *Diagonální břišní řetězce (upraveno podle Čápové, 2008)*



Příloha 2: Naměřená data probandů

Tabulka 11: *Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v pozici vleže na boku*

1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA
2.		4.54	1.33	1.50	8.56	11.99	3.65	1.79	26.96	2.		8.67	12.70	6.45	5.99	19.29	5.27	21.35	15.34	2.		21.04	8.48	8.62	5.41	14.96	17.53	9.20	46.64			21.04	8.48	8.62	5.41	14.96	17.53	9.20	46.64
3.		1.09	1.95	1.17	1.91	2.35	2.45	11.46	1.38	3.		2.70	3.79	8.01	3.39	3.13	9.72	17.60	13.70	3.		34.31	16.98	8.18	11.01	39.77	24.31	6.34	45.07			34.31	16.98	8.18	11.01	39.77	24.31	6.34	45.07
4.		1.12	1.03	2.41	3.29	1.65	1.27	13.35	9.57	4.		5.20	4.43	4.92	6.80	3.06	2.84	26.84	20.93	4.		19.72	9.69	5.95	5.60	17.83	5.86	4.74	32.89			19.72	9.69	5.95	5.60	17.83	5.86	4.74	32.89
5.		1.29	0.46	8.72	3.72	0.55	4.16	29.47	3.20	5.		5.45	2.57	15.31	8.06	1.29	8.19	55.22	6.10	5.		20.48	12.05	8.20	11.02	30.91	16.08	26.35	22.22			20.48	12.05	8.20	11.02	30.91	16.08	26.35	22.22
6.		1.30	0.83	1.34	1.29	0.75	2.00	5.61	1.39	6.		5.89	6.43	7.76	8.57	11.14	5.37	8.26	14.17	6.		15.94	15.25	8.47	18.17	43.70	15.59	4.52	31.51			15.94	15.25	8.47	18.17	43.70	15.59	4.52	31.51
7.		1.73	0.71	2.25	3.25	0.86	3.93	7.14	2.61	7.		6.16	0.72	14.11	6.66	0.87	5.49	17.79	5.37	7.		12.30	4.15	7.68	5.54	7.94	6.13	15.31	9.44			12.30	4.15	7.68	5.54	7.94	6.13	15.31	9.44
8.		8.25	0.79	11.36	3.75	0.89	5.26	16.17	11.26	8.		11.87	5.47	10.23	12.29	7.61	6.40	23.50	19.28	8.		20.17	14.55	7.07	8.73	24.79	7.83	4.04	33.62			20.17	14.55	7.07	8.73	24.79	7.83	4.04	33.62
9.		1.17	0.95	1.31	2.95	1.93	2.01	15.65	4.54	9.		20.24	19.21	14.32	28.60	22.03	31.79	13.43	5.85	9.		28.24	17.65	10.70	37.78	61.85	35.29	8.16	13.29			28.24	17.65	10.70	37.78	61.85	35.29	8.16	13.29
10.		2.52	0.97	5.33	2.46	1.38	5.69	18.48	2.72	10.		34.31	26.50	42.35	21.11	33.84	20.04	22.95	124.9	10.		33.04	35.94	17.74	22.21	67.53	29.23	12.67	148.8			33.04	35.94	17.74	22.21	67.53	29.23	12.67	148.8
11.		1.92	0.87	2.91	5.20	1.31	2.29	12.45	2.01	11.		10.70	2.93	7.37	6.07	2.07	3.02	8.48	11.91	11.		23.99	14.33	7.00	7.80	22.91	5.83	7.26	69.14			23.99	14.33	7.00	7.80	22.91	5.83	7.26	69.14
12.		1.69	0.62	3.03	1.24	0.80	2.54	4.57	2.24	12.		5.76	4.46	30.51	6.64	2.37	5.89	32.38	5.50	12.		8.69	14.10	6.44	15.70	52.83	10.77	5.86	12.58			8.69	14.10	6.44	15.70	52.83	10.77	5.86	12.58
13.		2.43	1.26	7.51	4.10	0.65	1.97	27.67	3.62	13.		7.85	2.38	22.72	11.49	20.35	15.86	51.54	11.45	13.		50.93	45.33	9.06	20.10	213.5	46.94	10.23	90.87			50.93	45.33	9.06	20.10	213.5	46.94	10.23	90.87
14.		2.52	0.71	2.15	1.73	0.79	1.41	11.98	2.67	14.		21.55	6.10	16.50	11.75	10.50	9.16	32.56	24.42	14.		36.18	22.64	13.41	27.16	115.3	60.84	10.68	73.40			36.18	22.64	13.41	27.16	115.3	60.84	10.68	73.40
15.		1.59	1.15	7.33	3.77	2.79	3.28	6.80	3.44	15.		6.84	3.46	12.66	6.30	9.81	6.74	7.36	15.16	15.		20.22	10.71	11.74	13.77	74.81	14.28	6.22	53.06			20.22	10.71	11.74	13.77	74.81	14.28	6.22	53.06
16.		0.65	0.79	0.83	2.66	1.75	1.56	10.21	1.40	16.		20.57	10.74	11.09	6.87	6.00	12.06	15.29	26.36	16.		32.79	12.60	10.98	11.81	17.06	14.27	5.13	42.83			32.79	12.60	10.98	11.81	17.06	14.27	5.13	42.83
17.		1.20	1.03	1.88	6.27	1.93	2.19	27.65	3.61	17.		6.10	1.29	11.95	4.52	3.69	2.97	9.04	8.61	17.		21.90	15.54	6.43	15.18	75.78	31.61	5.99	35.14			21.90	15.54	6.43	15.18	75.78	31.61	5.99	35.14
18.		4.99	1.31	1.30	5.46	1.38	3.20	32.25	6.66	18.		15.63	1.52	3.83	5.29	0.91	5.64	25.92	31.19	18.		18.95	5.47	4.20	3.12	10.76	6.32	2.38	50.06			18.95	5.47	4.20	3.12	10.76	6.32	2.38	50.06
19.		11.69	1.00	2.33	1.83	0.79	1.89	5.06	3.43	19.		20.82	2.32	4.09	4.26	1.87	3.57	24.57	10.96	19.		107.4	5.01	8.25	3.76	7.41	7.61	12.17	33.25			107.4	5.01	8.25	3.76	7.41	7.61	12.17	33.25
20.		1.48	1.51	1.77	4.23	3.39	2.25	9.71	2.19	20.		2.13	1.17	8.48	4.23	2.27	3.00	0.47	3.78	20.		22.96	0.83	4.33	6.77	1.32	2.36	4.56	11.28			22.96	0.83	4.33	6.77	1.32	2.36	4.56	11.28
21.		3.22	3.12	6.89	5.99	4.43	3.93	18.30	6.70	21.		14.62	17.11	26.44	20.16	8.48	40.63	20.43	49.62	21.		26.26	14.98	7.87	8.70	31.92	28.33	3.85	40.28			26.26	14.98	7.87	8.70	31.92	28.33	3.85	40.28
22.		0.96	0.73	1.57	6.37	0.70	1.55	21.76	1.55	22.		10.84	1.85	16.11	6.61	2.52	2.78	31.23	6.60	22.		17.23	5.90	6.71	6.27	12.83	3.04	19.20	30.87			17.23	5.90	6.71	6.27	12.83	3.04	19.20	30.87
23.		1.46	1.16	6.11	8.02	0.89	2.20	55.87	2.00	23.		13.10	3.43	23.77	15.68	1.38	6.06	68.04	7.37	23.		40.80	11.87	12.91	13.75	72.47	80.13	72.88	53.65			40.80	11.87	12.91	13.75	72.47	80.13	72.88	53.65
24.		2.82	1.51	4.11	2.39	1.55	2.20	21.55	3.06	24.		9.84	9.60	8.96	7.80	7.50	23.37	49.11	33.67	24.		28.60	9.56	9.10	14.41	63.06	54.58	6.99	17.58			28.60	9.56	9.10	14.41	63.06	54.58	6.99	17.58
25.		2.03	0.86	1.31	1.18	0.87	2.25	1.54	2.05	25.		43.96	17.73	13.10	8.41	4.87	5.56	14.40	44.49	25.		47.93	16.12	6.45	13.33	29.52	12.89	7.30	87.24			47.93	16.12	6.45	13.33	29.52	12.89	7.30	87.24
26.		2.48	1.16	1.78	2.03	1.29	4.17	16.02	3.42	26.		17.95	3.19	14.75	8.16	2.34	17.12	47.16	39.46	26.		12.69	19.41	13.26	23.47	77.99	32.41	14.01	28.35			12.69	19.41	13.26	23.47	77.99	32.41	14.01	28.35
27.		0.91	0.61	2.28	3.83	0.65	26.05	11.98	1.83	27.		7.11	6.11	11.31	8.85	2.94	32.83	13.93	18.98	27.		21.62	15.27	8.37	19.84	36.41	47.72	6.01	23.72			21.62	15.27	8.37	19.84	36.41	47.72	6.01	23.72
28.		2.13	1.32	11.85	3.71	1.91	3.27	13.02	3.93	28.		16.15	10.46	26.31	14.09	14.99	22.25	43.33	40.99	28.		27.78	23.68	15.21	29.83	118.0	22.14	7.70	74.68			27.78	23.68	15.21	29.83	118.0	22.14	7.70	74.68

Legenda k Tabulce 11: BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, jednotky hodnot jsou v uV

Tabulka 12: Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v kvadrupedální pozici

Průměrná izometrická aktivita ipsilaterální strany v kvadrupedální pozici										
OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	Proband		
1.	5,25	10,04	8,26	27,47	9,27	9,19	7,91	21,38	1.	
2.	5,75	34,45	11,51	35,03	9,63	24,99	62,39	13,32	2.	
3.	9,92	12,84	15,66	38,98	15,02	20,84	9,23	101,3	3.	
4.	5,06	30,86	8,06	30,68	16,72	10,94	12,95	126,3	4.	
5.	21,01	35,92	15,47	56,72	54,40	21,34	20,35	148,9	5.	
6.	5,56	26,18	8,38	24,90	13,17	7,04	3,41	35,70	6.	
7.	11,45	30,48	14,63	30,06	25,21	11,08	10,61	64,88	7.	
8.	4,49	10,34	15,02	12,98	17,73	11,34	5,50	14,44	8.	
9.	10,50	8,19	5,65	33,84	13,76	8,71	4,71	13,79	9.	
10.	12,82	12,80	12,57	68,97	17,22	13,00	10,81	115,5	10.	
11.	4,51	25,32	13,72	34,76	17,65	8,71	11,50	41,24	11.	
12.	4,39	46,31	8,82	19,36	14,88	16,22	8,12	28,70	12.	
13.	9,08	62,30	8,92	35,99	21,05	9,69	4,93	61,26	13.	
14.	7,19	18,17	10,36	55,38	25,94	10,87	6,67	48,72	14.	
15.	3,02	17,20	16,27	36,12	28,66	11,14	11,02	47,66	15.	
16.	19,38	75,36	15,44	48,29	19,42	13,20	7,82	60,28	16.	
17.	5,84	8,98	10,19	43,52	12,56	6,93	9,60	72,72	17.	
18.	10,14	7,71	8,06	18,86	9,52	20,59	4,56	57,33	18.	
19.	35,07	12,08	10,65	9,41	9,40	5,99	11,30	55,00	19.	
20.	2,68	10,27	8,18	22,80	13,08	8,39	4,28	73,98	20.	
21.	14,25	24,88	12,42	40,93	18,31	14,06	5,77	77,90	21.	
22.	7,97	39,29	17,69	26,56	12,95	8,05	5,70	133,8	22.	
23.	5,62	9,64	4,31	35,69	9,28	21,58	9,69	36,03	23.	
24.	13,11	33,04	15,43	30,43	24,17	14,06	10,61	32,46	24.	
25.	27,45	21,94	7,00	43,23	15,06	12,30	4,40	92,18	25.	
26.	6,02	36,10	8,36	28,21	18,19	13,12	21,17	19,08	26.	
27.	9,45	21,92	16,00	36,27	22,56	19,81	15,84	73,85	27.	
28.	14,13	13,69	9,36	20,66	10,84	13,19	14,36	89,89	28.	
Průměrná izometrická aktivita kontralaterální strany v kvadrupedální pozici										
OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	Proband		
1.	17,87	41,22	29,72	60,04	21,06	18,94	15,47	81,50	1.	
2.	21,57	25,06	76,06	46,45	14,79	33,71	17,13	186,1	2.	
3.	7,92	12,07	18,76	35,43	15,02	24,63	25,88	103,8	3.	
4.	14,43	55,76	14,27	38,43	18,71	19,85	10,48	292,6	4.	
5.	20,16	24,68	23,52	47,20	24,09	31,62	12,16	166,3	5.	
6.	12,12	67,43	24,49	32,37	24,65	10,96	6,56	125,9	6.	
7.	35,93	83,32	53,23	54,45	64,39	21,72	13,99	215,2	7.	
8.	36,20	58,52	80,18	43,82	40,89	106,7	13,47	86,00	8.	
9.	20,14	22,12	14,10	41,92	32,65	22,32	8,21	45,51	9.	
10.	43,13	72,80	52,18	142,0	69,57	142,1	22,73	559,6	10.	
11.	21,37	87,11	51,21	122,3	35,62	19,26	25,43	271,4	11.	
12.	11,78	100,1	25,53	50,25	37,55	179,2	13,26	95,63	12.	
13.	26,75	72,68	10,80	13,75	23,01	13,63	10,04	91,60	13.	
14.	28,22	41,76	31,25	74,11	40,92	29,44	11,23	241,2	14.	
15.	18,66	31,96	67,09	74,09	49,59	22,44	16,81	187,1	15.	
16.	27,91	110,5	21,45	41,53	24,71	27,80	8,21	124,8	16.	
17.	13,29	23,23	27,83	80,39	39,81	14,40	15,47	158,1	17.	
18.	23,13	14,10	30,67	54,68	14,58	34,58	17,22	170,4	18.	
19.	87,87	57,31	23,43	36,79	19,60	19,59	20,18	168,2	19.	
20.	12,20	29,14	16,17	12,90	16,60	12,51	5,42	165,0	20.	
21.	24,00	60,19	25,53	44,09	33,07	27,26	10,98	154,2	21.	
22.	28,88	157,4	75,01	88,19	51,45	43,02	14,53	508,7	22.	
23.	21,08	19,30	12,53	69,91	10,02	28,87	10,45	91,18	23.	
24.	35,73	107,7	32,40	49,11	39,83	137,3	15,64	433,8	24.	
25.	38,82	44,83	20,20	50,43	30,94	25,08	11,51	226,8	25.	
26.	29,04	108,5	51,37	70,34	53,94	59,9	16,37	46,87	26.	
27.	24,43	42,85	27,20	43,92	44,98	40,01	14,73	145,2	27.	
28.	22,39	60,46	33,69	26,06	32,83	26,38	16,23	257,9	28.	
Průměrná izometrická aktivita kontralaterální strany v kvadrupedální pozici										
OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	Proband		
1.	10,63	8,77	20,27	15,20	14,12	12,52	46,83	19,79	1.	
2.	30,64	16,79	20,79	34,15	14,23	14,55	57,85	73,80	2.	
3.	22,99	23,45	19,02	33,09	18,48	44,21	10,51	198,5	3.	
4.	13,53	31,39	10,87	20,77	11,64	10,64	15,03	174,7	4.	
5.	31,77	19,68	27,92	46,19	21,25	18,38	21,05	154,8	5.	
6.	15,01	69,70	27,93	62,45	36,82	16,46	33,93	63,03	6.	
7.	17,50	47,24	33,86	47,42	36,00	15,72	32,01	117,5	7.	
8.	41,61	14,10	19,04	15,71	35,85	13,23	10,70	46,46	8.	
9.	17,07	7,37	19,38	34,53	14,02	12,41	54,28	48,03	9.	
10.	27,76	17,09	21,18	79,22	27,40	18,28	246,8	119,7	10.	
11.	14,09	62,73	25,91	50,85	29,93	13,62	65,08	131,0	11.	
12.	35,66	29,56	11,97	36,29	22,90	23,09	27,20	46,40	12.	
13.	15,05	54,57	11,44	21,06	16,18	15,35	16,32	73,99	13.	
14.	19,76	26,07	16,51	62,96	41,21	24,47	28,95	133,6	14.	
15.	6,63	14,31	22,01	39,34	25,25	19,52	24,74	46,62	15.	
16.	29,33	34,58	14,44	40,49	18,26	18,29	20,29	51,19	16.	
17.	21,58	11,62	21,08	51,18	47,73	18,20	20,35	41,98	17.	
18.	18,43	8,65	13,39	23,53	11,03	16,07	7,54	75,33	18.	
19.	110,2	12,53	16,60	16,44	14,58	10,84	37,59	77,37	19.	
20.	11,96	8,35	16,14	12,68	8,53	6,16	9,65	85,29	20.	
21.	22,37	24,97	22,10	51,06	20,03	17,98	12,32	82,32	21.	
22.	16,23	44,11	22,85	44,05	13,91	10,51	21,23	128,7	22.	
23.	23,29	12,66	11,57	56,72	9,55	22,70	12,01	69,01	23.	
24.	16,25	20,13	25,46	27,61	12,98	19,06	22,58	138,7	24.	
25.	54,27	27,35	15,90	63,24	20,67	19,96	19,21	174,6	25.	
26.	11,45	32,80	18,72	27,71	17,39	17,20	14,15	54,46	26.	
27.	16,40	21,86	16,05	31,45	45,00	27,62	21,13	64,53	27.	
28.	54,28	31,49	26,40	82,65	74,49	32,01	45,24	130,9	28.	

Legenda k Tabulce 12: BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis. jednotky hodnot jsou v uV

Tabulka 13: Průměrné klidové a izometrické aktivity měřených svalů v pozici ve stoji

Proband	Průměrná klidová aktivita v pozici ve stoji									Proband
	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA		
1.	5,30	9,38	7,30	23,75	10,45	17,65	46,32	8,34	1.	
2.	6,36	34,63	9,16	30,75	34,52	18,67	24,89	43,19	2.	
3.	3,44	9,22	10,74	44,88	14,18	44,08	25,29	18,84	3.	
4.	6,50	16,84	6,84	22,09	9,50	23,11	51,93	55,22	4.	
5.	13,42	14,40	7,72	41,84	12,67	29,11	136,2	33,20	5.	
6.	4,23	16,27	8,74	22,74	9,31	28,06	48,09	8,47	6.	
7.	5,05	24,10	12,77	30,37	15,03	26,22	26,79	39,92	7.	
8.	16,06	11,08	7,84	27,51	11,55	22,53	40,11	20,50	8.	
9.	5,75	13,36	3,27	15,00	8,72	23,83	13,41	12,15	9.	
10.	14,59	17,79	7,53	47,15	18,46	17,00	71,75	48,38	10.	
11.	6,45	27,95	9,37	38,80	16,95	9,52	30,48	13,38	11.	
12.	4,65	21,82	13,89	30,68	13,83	29,36	29,14	11,45	12.	
13.	4,79	45,04	5,85	17,92	8,42	16,09	46,46	14,79	13.	
14.	5,87	15,92	10,75	51,00	12,06	12,13	22,96	26,03	14.	
15.	3,66	9,62	9,47	24,07	12,45	10,28	20,99	14,62	15.	
16.	2,21	31,63	6,43	26,58	11,78	19,51	43,91	9,62	16.	
17.	5,25	12,69	13,45	25,47	23,80	18,14	40,42	27,66	17.	
18.	10,32	13,30	9,20	49,15	10,05	12,18	22,98	23,93	18.	
19.	18,23	19,46	10,74	23,05	8,00	7,41	77,94	47,87	19.	
20.	5,63	14,12	11,88	28,00	8,91	11,60	19,38	35,16	20.	
21.	4,81	24,59	11,41	41,49	6,14	59,99	23,05	16,73	21.	
22.	4,92	26,80	12,35	19,41	10,32	14,15	17,87	47,86	22.	
23.	8,98	12,20	10,24	24,54	7,76	41,34	30,23	23,65	23.	
24.	10,21	17,34	4,50	38,47	8,86	29,84	71,11	24,50	24.	
25.	8,36	18,28	4,49	48,02	13,55	7,41	23,54	25,31	25.	
26.	7,04	31,81	5,19	22,02	10,87	37,46	32,97	12,23	26.	
27.	6,24	22,69	8,07	42,84	11,32	18,30	45,33	23,94	27.	
28.	5,18	18,47	7,99	27,09	11,71	9,41	23,58	35,76	28.	
Průměrná izometrická aktivita ipsilaterální strany v pozici ve stoji										
	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA		
1.	21,15	9,69	7,01	22,09	6,11	12,99	27,64	60,80	1.	
2.	7,85	8,73	29,12	24,08	44,51	8,74	21,87	21,50	2.	
3.	6,56	9,43	6,85	28,06	8,33	28,16	13,57	23,75	3.	
4.	8,52	17,05	7,51	23,81	9,54	21,87	76,05	51,08	4.	
5.	10,19	10,81	7,33	26,78	10,63	31,66	72,55	17,93	5.	
6.	6,97	15,13	9,87	26,09	9,07	23,18	68,03	10,81	6.	
7.	7,50	20,84	10,64	25,39	12,57	43,30	27,66	34,14	7.	
8.	10,31	10,38	5,91	25,94	9,27	23,67	39,66	10,81	8.	
9.	9,19	20,08	3,77	12,93	7,96	20,06	14,11	13,02	9.	
10.	12,69	17,23	6,65	44,97	14,07	30,06	100,3	30,32	10.	
11.	5,96	21,78	5,55	31,13	7,73	8,66	31,62	18,78	11.	
12.	7,66	20,39	12,91	31,76	12,97	6,49	25,32	11,58	12.	
13.	9,55	39,59	8,27	17,82	7,61	22,74	32,62	32,45	13.	
14.	11,80	10,94	6,06	50,46	10,58	8,14	41,49	17,95	14.	
15.	9,10	10,73	9,79	22,91	10,95	8,13	13,18	24,24	15.	
16.	2,72	20,71	4,00	27,60	8,71	9,00	25,91	7,33	16.	
17.	11,69	11,05	6,57	23,87	7,41	27,71	27,46	13,63	17.	
18.	17,47	10,91	9,03	50,72	8,31	57,43	47,54	34,67	18.	
19.	16,26	15,26	7,00	22,00	6,18	6,70	65,76	34,82	19.	
20.	4,66	15,98	6,14	27,03	7,71	19,41	9,35	30,39	20.	
21.	5,44	32,11	10,52	47,00	7,46	61,78	22,26	18,28	21.	
22.	7,54	22,69	10,68	22,45	9,06	18,57	22,27	48,63	22.	
23.	16,15	14,95	10,08	22,59	8,18	5,72	34,19	27,21	23.	
24.	14,31	16,41	6,70	42,59	7,92	71,59	37,19	29,75	24.	
25.	14,86	11,72	3,60	41,10	9,11	5,18	7,83	23,91	25.	
26.	16,50	18,08	6,21	15,36	7,24	8,00	46,10	15,76	26.	
27.	11,67	19,83	8,46	40,38	9,39	22,60	53,60	25,53	27.	
28.	9,49	18,38	9,76	29,63	11,50	9,19	44,81	35,49	28.	
Průměrná izometrická aktivita kontralaterální strany v pozici ve stoji										
	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA		
1.	31,76	12,16	8,44	25,75	6,41	17,32	23,04	69,02	1.	
2.	12,10	10,38	25,40	30,77	58,34	8,18	24,53	17,36	2.	
3.	9,57	11,48	7,10	33,38	8,77	40,54	17,10	28,23	3.	
4.	10,79	14,95	7,06	23,80	9,37	34,93	39,20	58,62	4.	
5.	20,55	11,92	12,43	29,77	12,42	53,88	20,93	27,85	5.	
6.	10,56	11,36	7,69	22,48	7,04	20,14	58,48	5,45	6.	
7.	24,24	25,27	13,81	24,60	14,31	43,55	24,01	47,38	7.	
8.	13,13	10,41	7,04	23,88	9,88	27,62	37,70	11,63	8.	
9.	11,65	23,76	3,66	16,94	8,66	29,97	10,74	12,48	9.	
10.	21,32	15,95	7,57	46,36	18,07	39,07	74,14	54,02	10.	
11.	17,07	24,77	8,10	23,26	10,66	9,45	19,49	28,96	11.	
12.	17,94	19,61	12,66	35,57	12,07	7,42	37,47	18,47	12.	
13.	11,38	40,43	7,45	23,30	8,46	10,18	80,84	26,54	13.	
14.	33,12	12,74	7,79	51,33	10,55	7,73	15,34	100,7	14.	
15.	12,29	8,70	13,18	25,49	11,65	9,56	14,54	35,88	15.	
16.	12,48	20,00	6,67	38,87	7,96	12,03	13,64	9,26	16.	
17.	20,80	11,02	7,67	22,52	6,98	23,69	27,49	17,44	17.	
18.	12,02	8,18	7,53	44,40	7,26	80,13	10,40	26,30	18.	
19.	97,99	14,69	11,94	24,21	6,59	6,85	43,60	72,28	19.	
20.	14,47	18,61	6,87	31,28	8,15	30,04	6,42	39,84	20.	
21.	7,24	21,62	8,36	37,37	6,34	71,85	13,29	15,25	21.	
22.	5,88	23,25	9,77	24,49	8,20	11,52	32,09	33,66	22.	
23.	32,47	9,57	7,44	21,87	6,20	73,29	7,31	38,93	23.	
24.	18,30	13,25	6,87	37,50	7,23	61,77	33,43	24,77	24.	
25.	20,70	9,93	4,10	43,78	8,32	6,43	9,09	25,57	25.	
26.	17,43	24,67	6,83	20,30	8,47	18,89	70,86	16,20	26.	
27.	14,11	22,73	10,23	38,69	10,04	36,36	41,71	27,72	27.	
28.	16,74	12,75	14,46	37,67	9,72	11,17	136,2	23,50	28.	

Legenda k Tabulce 13: BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliques abdominis, jednotky hodnot jsou v uV

Tabulka 14: Maximální hodnoty měřené svalové aktivity v extenčním vzorci PNF ipsilaterální DK

1.	Maximální hodnoty svalové aktivity v pozici vleže na boku ipsilaterální strana										Probant
2.	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA			Probant
3.	10,43	0,98	5,41	0,99	1,18	0,89	0,54	8,10	1.	1.	1.
4.	1,39	4,51	3,47	0,44	1,04	0,97	0,47	4,96	2.	2.	2.
5.	1,63	1,39	4,51	1,27	0,93	2,51	0,86	6,65	3.	3.	3.
6.	2,60	3,06	1,22	1,10	1,25	1,52	0,96	1,33	4.	4.	4.
7.	2,69	3,94	1,24	1,31	1,65	1,22	1,17	1,39	5.	5.	5.
8.	2,70	4,35	3,51	4,32	9,01	1,75	0,87	6,33	6.	6.	6.
9.	2,12	0,64	3,79	1,25	0,52	0,63	1,43	1,32	7.	7.	7.
10.	0,94	3,55	0,60	2,18	5,08	0,80	0,92	1,15	8.	8.	8.
11.	6,98	13,82	4,11	6,19	7,95	10,21	0,55	0,69	9.	9.	9.
12.	8,18	18,11	5,69	5,64	15,70	2,34	0,79	27,65	10.	10.	10.
13.	3,27	2,09	1,49	0,75	0,80	0,92	0,39	3,30	11.	11.	11.
14.	2,04	3,41	7,06	3,78	1,46	1,54	4,54	1,77	12.	12.	12.
15.	1,92	0,99	2,10	1,87	18,37	5,38	1,14	2,15	13.	13.	13.
16.	5,39	5,27	4,17	4,71	7,82	3,90	1,55	5,87	14.	14.	14.
17.	2,51	1,73	1,15	1,17	2,36	1,51	0,74	2,94	15.	15.	15.
18.	18,46	8,90	7,51	1,70	2,26	3,81	0,94	9,33	16.	16.	16.
19.	3,35	0,84	3,18	0,46	1,21	0,96	0,21	1,49	17.	17.	17.
20.	2,16	0,48	1,62	0,61	0,26	0,64	0,49	2,28	18.	18.	18.
21.	0,99	1,29	1,08	1,41	1,37	1,27	3,19	2,02	19.	19.	19.
22.	0,90	0,51	3,13	0,61	0,42	0,90	0,03	1,13	20.	20.	20.
23.	2,76	3,84	2,75	2,30	1,26	7,12	0,74	5,05	21.	21.	21.
24.	7,18	1,53	6,70	0,66	1,92	1,27	0,89	2,13	22.	22.	22.
25.	5,54	1,77	2,33	1,29	0,97	1,69	0,78	2,25	23.	23.	23.
26.	2,02	3,23	1,43	2,07	3,34	6,60	1,42	7,80	24.	24.	24.
27.	9,05	12,76	3,33	3,93	3,07	1,40	2,47	7,79	25.	25.	25.
28.	4,71	1,73	5,16	2,65	1,10	2,61	1,83	6,04	26.	26.	26.
29.	5,02	6,13	3,07	1,45	3,11	0,82	0,72	6,56	27.	27.	27.
30.	4,53	4,50	1,49	2,16	4,83	4,66	2,15	7,06	28.	28.	28.
31.	Maximální hodnoty svalové aktivity v kvadrupedální pozici ipsilaterální strana										Probant
32.	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA			Probant
33.	1,57	2,59	2,23	1,55	1,53	1,44	1,36	2,42	1.	1.	1.
34.	2,40	1,29	1,48	0,86	1,08	0,89	0,89	1,80	2.	2.	2.
35.	0,52	0,66	0,76	0,68	0,69	0,82	1,65	0,68	3.	3.	3.
36.	1,89	1,22	1,14	0,89	0,75	1,20	0,54	1,50	4.	4.	4.
37.	0,60	0,45	0,96	0,57	0,29	0,92	0,34	0,68	5.	5.	5.
38.	1,50	1,69	1,83	0,94	1,25	1,14	1,40	2,22	6.	6.	6.
39.	1,80	1,78	2,33	1,25	1,67	1,18	0,74	2,07	7.	7.	7.
40.	5,28	3,70	3,31	2,49	1,51	6,71	1,68	3,91	8.	8.	8.
41.	1,31	1,82	1,65	0,87	1,64	1,86	1,28	2,08	9.	9.	9.
42.	2,32	3,90	2,66	1,49	2,77	7,97	1,12	3,24	10.	10.	10.
43.	2,84	2,27	2,32	2,34	1,37	1,58	1,29	4,25	11.	11.	11.
44.	1,66	1,44	1,77	1,80	1,77	7,59	0,91	2,06	12.	12.	12.
45.	1,87	0,78	0,72	0,27	0,69	0,92	1,12	0,91	13.	13.	13.
46.	2,41	1,58	1,92	0,93	1,07	1,91	1,18	3,17	14.	14.	14.
47.	4,02	1,28	2,57	1,43	1,16	1,38	0,94	2,48	15.	15.	15.
48.	0,91	0,93	0,89	0,60	0,85	1,43	0,65	1,30	16.	16.	16.
49.	1,40	1,68	1,64	1,24	2,00	1,32	1,06	1,35	17.	17.	17.
50.	1,45	1,25	2,21	2,02	1,02	1,13	1,94	2,02	18.	18.	18.
51.	1,47	3,28	1,36	2,81	1,45	2,36	0,64	1,96	19.	19.	19.
52.	2,80	1,66	1,10	0,38	0,84	0,95	0,83	1,35	20.	20.	20.
53.	1,03	1,52	1,28	0,77	1,23	1,31	1,08	1,26	21.	21.	21.
54.	2,31	2,45	2,61	2,22	2,56	3,54	1,72	2,36	22.	22.	22.
55.	2,46	1,34	1,82	1,37	0,71	0,83	0,73	1,67	23.	23.	23.
56.	1,81	2,18	1,29	1,16	1,09	6,49	0,92	0,82	24.	24.	24.
57.	0,83	1,24	1,76	0,73	1,31	1,33	1,00	1,48	25.	25.	25.
58.	3,22	2,03	3,88	1,77	2,00	3,17	0,51	1,57	26.	26.	26.
59.	1,63	1,34	1,04	0,85	1,24	1,38	0,63	1,20	27.	27.	27.
60.	1,01	2,75	2,25	0,90	2,02	1,31	0,77	1,85	28.	28.	28.
61.	Maximální hodnoty svalové aktivity v pozici ve stoji ipsilaterální strana										Probant
62.	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA			Probant
63.	3,99	1,03	0,96	0,93	0,58	0,74	0,60	7,29	1.	1.	1.
64.	0,81	0,61	0,53	0,55	0,80	0,36	0,32	0,59	2.	2.	2.
65.	1,35	0,73	0,45	0,46	0,45	0,43	0,36	0,87	3.	3.	3.
66.	0,87	0,72	0,74	0,78	0,71	0,60	0,93	0,60	4.	4.	4.
67.	0,52	0,52	0,63	0,45	0,59	0,61	0,32	0,38	5.	5.	5.
68.	1,06	0,62	0,75	0,83	0,68	0,51	0,89	0,84	6.	6.	6.
69.	0,97	0,59	0,55	0,57	0,57	0,96	0,66	0,55	7.	7.	7.
70.	0,42	0,67	0,49	0,63	0,56	0,74	0,63	0,35	8.	8.	8.
71.	1,06	1,03	0,76	0,64	0,64	0,56	0,70	0,43	9.	9.	9.
72.	0,59	0,66	0,57	0,66	0,52	1,10	0,83	0,43	10.	10.	10.
73.	0,61	0,53	0,39	0,55	0,33	0,64	0,65	0,95	11.	11.	11.
74.	0,88	0,64	0,59	0,75	0,66	0,12	0,59	0,67	12.	12.	12.
75.	1,14	0,60	0,90	0,72	0,61	0,80	0,46	1,32	13.	13.	13.
76.	1,15	0,48	0,43	0,69	0,62	0,43	1,06	0,38	14.	14.	14.
77.	1,59	0,78	0,66	0,64	0,61	0,55	0,43	1,09	15.	15.	15.
78.	0,84	0,44	0,40	0,72	0,50	0,30	0,38	0,51	16.	16.	16.
79.	1,46	0,60	0,34	0,66	0,23	0,98	0,43	0,33	17.	17.	17.
80.	1,13	0,53	0,62	0,72	0,52	0,30	1,28	1,01	18.	18.	18.
81.	0,55	0,56	0,41	0,71	0,55	0,57	0,56	0,47	19.	19.	19.
82.	0,57	0,77	0,37	0,70	0,58	1,13	0,33	0,59	20.	20.	20.
83.	0,81	0,92	0,57	0,82	0,87	0,66	0,66	0,74	21.	21.	21.
84.	1,07	0,57	0,55	0,84	0,61	0,77	0,80	0,65	22.	22.	22.
85.	1,10	0,86	0,64	0,65	0,73	0,09	0,76	0,78	23.	23.	23.
86.	0,87	0,65	0,95	0,78	0,60	1,40	0,33	0,80	24.	24.	24.
87.	1,01	0,43	0,51	0,57	0,46	0,39	0,19	0,59	25.	25.	25.
88.	1,59	0,39	0,79	0,50	0,46	0,13	0,90	0,87	26.	26.	26.
89.	1,19	0,61	0,68	0,67	0,59	0,75	0,74	0,69	27.	27.	27.
90.	1,22	0,66	0,79	0,77	0,64	0,66	1,28	0,65	28.	28.	28.

Legenda k Tabulce 14: BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, jednotky hodnot jsou absolutní

Tabulka 15: Maximální hodnoty měřené svalové aktivity ve flekčním vzorci PNF kontralaterální DK

1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA	1.	Proband	OE	BB	LD	IS	MT	HT	DT	SA
28.		780	10,20	0,86	4,58	37,96	4,64	0,38	12,87	28.		2,44	1,43	1,76	2,87	4,59	1,59	2,16	0,94	28.		2,15	0,46	1,16	0,98	0,54	0,80	3,90	0,43
27.		15,25	15,32	2,27	3,25	38,51	1,18	0,31	8,20	27.		1,10	0,68	0,61	0,61	1,24	0,96	0,91	0,53	27.		1,44	0,70	0,82	0,64	0,63	1,21	0,58	0,75
26.		3,33	10,52	4,64	7,61	36,61	4,94	0,54	4,34	26.		1,27	0,61	1,41	0,70	0,65	0,91	0,44	1,83	26.		1,68	0,54	0,87	0,66	0,54	0,31	1,39	0,89
25.		9,87	11,60	1,64	6,23	18,61	3,24	1,25	15,28	25.		1,16	0,76	1,39	0,91	0,87	1,06	1,67	1,14	25.		1,41	0,36	0,58	0,61	0,42	0,49	0,23	0,63
24.		5,86	3,22	1,46	3,81	28,09	15,42	0,20	4,07	24.		0,82	0,41	1,01	0,65	0,36	0,90	1,32	0,26	24.		1,12	0,52	0,98	0,68	0,55	1,21	0,29	0,66
23.		17,26	6,10	1,27	1,13	51,02	22,36	0,84	16,42	23.		2,71	0,88	1,68	1,11	0,68	0,65	0,84	1,26	23.		2,21	0,55	0,47	0,63	0,56	1,10	0,16	1,11
22.		11,41	4,88	2,79	0,63	9,78	1,38	0,55	9,96	22.		1,30	0,69	0,80	1,11	0,69	0,87	2,52	0,60	22.		0,83	0,59	0,51	0,92	0,55	0,48	1,15	0,45
21.		4,96	3,36	0,82	0,99	4,75	4,96	0,14	4,10	21.		0,96	0,63	1,11	0,90	0,74	0,86	1,21	0,67	21.		1,08	0,62	0,45	0,65	0,74	0,76	0,39	0,62
20.		9,64	0,36	1,60	0,97	0,24	0,71	0,30	3,37	20.		2,74	0,47	1,09	0,37	0,43	0,47	1,47	0,70	20.		1,76	0,90	0,42	0,81	0,61	1,75	0,23	0,77
19.		5,09	2,78	2,19	1,24	5,43	2,70	1,58	6,12	19.		1,85	0,72	0,96	1,26	1,08	1,31	1,19	0,90	19.		3,29	0,53	0,70	0,78	0,58	0,58	0,37	0,98
18.		2,61	1,74	1,78	0,36	3,04	0,72	0,04	3,65	18.		1,15	0,77	0,96	0,87	0,77	0,53	0,85	0,89	18.		0,78	0,39	0,51	0,63	0,46	0,42	0,28	0,77
17.		12,03	10,17	1,71	1,54	24,90	10,21	0,14	6,09	17.		2,27	0,84	1,24	0,79	2,40	1,67	1,40	0,36	17.		2,60	0,60	0,40	0,62	0,22	0,84	0,43	0,42
16.		29,43	10,44	7,44	2,92	6,43	4,51	0,32	15,15	16.		0,96	0,29	0,60	0,58	0,63	0,94	1,60	0,53	16.		3,84	0,42	0,67	1,02	0,46	0,41	0,20	0,65
15.		7,42	5,35	1,07	2,56	17,96	3,20	0,62	10,30	15.		1,43	0,58	0,84	0,76	0,59	1,20	1,39	0,62	15.		2,15	0,64	0,89	0,72	0,65	0,65	0,47	1,62
14.		9,04	19,55	3,39	10,88	85,90	25,92	0,51	17,66	14.		1,69	0,99	1,02	0,79	1,08	1,59	3,04	1,75	14.		3,22	0,56	0,56	0,70	0,62	0,41	0,39	2,14
13.		12,44	18,79	0,84	3,27	192,8	15,91	0,23	17,04	13.		1,05	0,59	0,76	0,42	0,49	1,03	1,82	0,74	13.		1,36	0,61	0,81	0,94	0,68	0,36	1,14	1,08
12.		3,08	10,79	1,49	8,33	32,42	2,80	0,82	4,04	12.		5,01	0,42	0,83	1,30	1,08	0,98	1,87	1,00	12.		2,07	0,61	0,58	0,84	0,61	0,13	0,87	1,07
11.		7,33	10,19	1,41	0,96	8,82	1,78	0,33	19,15	11.		1,87	1,63	1,17	0,98	1,16	1,12	3,31	2,05	11.		1,73	0,60	0,57	0,41	0,46	0,70	0,40	1,47
10.		7,88	24,57	2,38	5,93	31,34	3,41	0,44	32,93	10.		1,49	0,91	1,08	0,83	1,09	1,03	12,17	0,69	10.		1,00	0,61	0,65	0,68	0,67	1,43	0,61	0,76
9.		9,74	12,69	3,07	8,18	22,32	11,34	0,33	1,57	9.		1,11	0,61	2,27	0,72	0,70	1,04	8,47	2,19	9.		1,34	1,22	0,74	0,84	0,70	0,84	0,53	0,41
8.		1,60	9,43	0,41	1,55	16,55	0,97	0,16	2,01	8.		6,07	0,89	0,78	0,89	1,33	0,83	1,34	2,11	8.		0,53	0,67	0,58	0,58	0,60	0,86	0,60	0,38
7.		4,22	3,71	2,06	1,04	4,79	0,70	1,23	2,31	7.		0,88	1,01	1,48	1,09	0,93	0,86	1,70	1,13	7.		3,15	0,72	0,72	0,55	0,65	0,97	0,57	0,77
6.		7,30	10,31	3,83	9,17	35,35	5,08	0,47	14,08	6.		1,85	1,75	2,09	1,81	1,87	1,72	7,23	1,11	6.		1,60	0,46	0,58	0,71	0,53	0,44	0,77	0,42
5.		10,10	18,46	0,66	1,80	39,42	2,40	0,56	5,05	5.		0,94	0,36	1,14	0,56	0,25	0,53	0,59	0,64	5.		1,04	0,57	1,07	0,50	0,68	1,04	0,09	0,59
4.		9,87	6,70	1,48	0,91	7,29	3,14	0,17	2,09	4.		1,77	0,68	0,87	0,48	0,47	0,64	0,78	0,90	4.		1,11	0,63	0,70	0,78	0,70	0,96	0,48	0,69
3.		20,68	6,25	4,60	4,12	11,84	6,29	0,31	21,86	3.		1,50	1,29	0,77	0,63	0,85	1,48	0,67	1,29	3.		1,97	0,89	0,46	0,55	0,47	0,62	0,45	1,03
2.		3,39	3,01	4,64	0,39	0,80	3,23	0,20	15,09	2.		3,42	0,86	0,40	0,63	1,04	0,38	3,00	0,71	2.		1,25	0,73	0,47	0,71	1,06	0,34	0,36	0,47
1.		20,88	7,57	3,29	1,03	11,55	2,08	0,18	21,16	1.		0,94	0,55	1,52	0,39	1,02	0,95	4,12	0,59	1.		6,00	1,30	1,16	1,08	0,61	0,98	0,50	8,28

Legenda k Tabulce 15: BB - m. biceps brachii, LD - m. latissimus dorsi, IS - m. infraspinatus, TB - m. triceps brachii caput longum, DT - m. trapezius pars ascendens, HT - m. trapezius pars descendens, SA - m. serratus anterior, OE - m. externus obliquus abdominis, jednotky hodnot jsou absolutní

Příloha 3: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas pacienta

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Tř. Svobody 8

771 11 Olomouc

Klientka.....souhlasí s provedením vyšetření pomocí povrchové elektromyografie firmy Noraxon® v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Vyšetření se provádí v rámci diplomové práce s názvem Objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF, kterou zpracovává Bc. Aneta Martynková pod vedením Mgr. Petry Bastlové, Ph.D.

Byl/a jsem obeznámena s průběhem vyšetření a souhlasím s jejich provedením, nahlédnutím do zdravotnické dokumentace pro získání údajů v nezbytně nutném rozsahu do diplomové práce, za podmínek udržení anonymity a dodržení pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne.....

Podpis.....