

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

VLIV ÚHLOVÉHO NASTAVENÍ AKER NA AKTIVACI SVALŮ
HORNÍCH KONČETIN A TRUPU – DLE METODIKY R. BRUNKOW

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí práce:
PhDr. Ingrid Špringrová, Phd.

Zpracovala:
Alena Brožová

Praha, duben 2006

SOUHRN

Název: Vliv úhlového nastavení akera na aktivaci svalů horních končetin a trupu dle metodiky R. Brunkow

Cíl: Cílem experimentální studie bylo zaznamenat metodou povrchové elektromyografie elektrickou aktivitu vybraných svalů na horní končetině a v oblasti trupu při různém úhlovém nastavení akra a při působení síly o dané velikosti na kořen ruky.

Metody: Nejprve byla provedena rešerše literatury. V úvodní části jsou shrnuty teoretické poznatky o metodice R. Brunkow, neurofyziologických principech řízení motoriky, funkční anatomii ruky, biomechanice kloubů ruky a elektromyografii. Poté byla vybrána náhodná skupina probandů. Dále byly získány anamnestické údaje a proveden orientační kineziologický rozbor. Následně byl proveden záznam elektrické aktivity vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. U každé vyšetřované osoby byla provedena 3 měření, a to v izometrické kontrakci při nastavení 30° a 70° dorzální flexe v zápěstí, dále při nastavení 70° dorzální flexe v zápěstí a současném působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky. Výsledné EMG záznamy byly zpracovány pomocí speciálního software, funkcí Standard Report, čímž byla získána hodnota integrálu elektrické aktivity. Získané hodnoty integrálů elektrické aktivity jednotlivých svalů byly exportovány do programu MS Excel a znázorněny v grafech.

Výsledky: I přes velký individuální rozptyl výsledných hodnot, můžeme říci, že sice daná motorická reakce probíhá u každého probanda individuálním způsobem, ale směřuje ke společnému cíli, tj. má tendenci k napřímení a stabilizaci trupu. Aktivace svalových řetězců popisovaných R. Brunkow, která se šíří z akra proximálně na trup není podmíněna maximální dorzální flexí ruky. Aktivita vybraných svalů horní končetiny a trupu patřících k ventrálnímu a dorzálnímu řetězci popisovaných R. Brunkow se v koaktivaci zvyšuje s větším rozsahem dorzální flexe ruky při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti pomyslnému odporu. Taktéž u většiny probandů byla zaznamenána výrazná aktivace svalů podílejících se na stabilizaci lopatky a pletence ramenního v izometrické kontrakci během vzpěru při kladení odporu na kořen ruky, tedy v uzavřeném kinetickém řetězci.

Klíčová slova: metodika Roswithy Brunkow, izometrická kontrakce, vzpěrná cvičení, elektromyografie

SUMMARY

Title: The influence of acral settings on the activation of muscles in upper limbs and trunk, according to R. Brunkow's method.

Aim: The aim of experimental study was to record the electric activity of particular muscles in upper limbs and in the area of trunk at various angular acra settings and during the activity of given force on the root of the arm by means of surficial electromyography.

Methods: First, bibliographic search was completed. Theoretical knowledge on R. Brunkow's methods, neurophysiological principles of motion management, functional anatomy of arm, functional biomechanics of arm joints and electromyography is summarized in the opening part. Then a random group of probands was selected. Consequently anamnestic data was gained and approximated kinesiological analysis was carried. Afterwards, a record of electrical activity of particular muscles by means of surficial electromyography was created. Every examined person was measured three times; at isometric contraction 30° and 70° of dorsal flexion in wrist and at 70° of dorsal flexion in wrist and parallel force of 40 N on the root of the arm. The resulting EMG records were processed by means of special software by function Standard Report, by which the value of electric activity integral was gained. The values electric activity integral were exported to MS Excel and demonstrated in graphs.

Results: In spite of a large individual dispersion of resulting values we can claim that the given motoric reaction is individual at each proband but it heads towards the same objective, i.e. tendency to rectification and stabilisation of the trunk. The activation of muscles chains, which is extending from acral settings proximally on the trunk isn't contingent on the peak of dorsal flexion of the arm. The activity of muscles in upper limb and trunk belonging to the ventral and dorsal chains described by R. Brunkov is increasing during coactivation together with longer range of dorsal flexion of an arm at the hand stretching against an imaginary resistance. The majority of the probands also recorded a considerable the activation of muscles participating in the stabilisation of shoulder blades and pectoral girdle at isometric contraction during the press-up and counteracting on the root of the arm, i.e. in closed kinetic chain.

Key words: methods of Roswithy Brunkow, isometric contraction, strutting exercise, electromyography.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila pouze pramenů uvedených v seznamu použité literatury.

V Praze dne 31.3.2006

Brožová

Alena Brožová

Touto cestou bych chtěla poděkovat PhDr. Ingrid Špringrové, Phd. za odborné vedení práce, cenné rady a možnosti využít její praktické zkušenosti týkající se této problematiky. Dále bych chtěla poděkovat MUDr. Davidu Pánkovi za vynikající spolupráci, ochotu a odborné rady při provádění experimentu. Také děkuji Ing. Lukáši Bícovi a Jiřímu Bínovi za spolupráci při návrhu a konstrukci měřicího přístroje pro tento experiment. Bez spolupráce výše jmenovaných by tato práce nevznikla.

Děkuji.

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:	Číslo obč. průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	---------------------	------------------	-----------

Obsah:

1.	ÚVOD	8
2.	TEORETICKÁ VÝCHODISKA	10
2.1	Koncept Roswithy Brunkow	10
3.1.1	Neurofyziologie.....	10
2.1.2	Podstata konceptu.....	11
2.1.3	Indikace.....	11
2.1.4	Kontraindikace.....	12
2.1.5	Praktické provádění metodiky dle R. Brunkow.....	12
2.1.6	Terapeutické prvky.....	13
2.1.7	Pomocné manuální techniky.....	14
2.1.8	Svalové řetězce dle R. Brunkow.....	16
2.1.9	Analýza cvičení.....	16
2.1.10	Dávkování cvičení.....	17
2.2	Funkční anatomie ruky	18
2.2.1	Extenzorový a flexorový komplex ruky.....	19
2.3	Biomechanika kloubů v oblasti zápěstí	22
2.3.1	Charakteristika kloubů v oblasti zápěstí.....	22
2.3.2	Rozsah pohybů.....	22
2.3.3	Kinematika.....	23
2.3.4	Flexe – extenze.....	23
2.3.5	Dukční pohyby.....	24
2.3.6	Stabilita a přenos tlaku.....	24
2.4	Receptory	25
2.4.1	Povrchové a hluboké čítí: (somatický a viscerální systém receptorů).....	26
2.4.2	Vnímání polohy těla v prostoru: (propriocepční systém).....	26
2.4.3	Klasifikace nervových vláken.....	27
2.5	Neurofyziologické principy řízení motoriky	28
2.5.1	Základy řízení motoriky.....	28
2.5.2	Tvorba pohybových programů.....	29
2.6	Elektromyografie	31
2.6.1	Fyziologické základy elektromyografického signálu.....	31
2.6.2	Vztahy mezi elektrickou a mechanickou aktivitou svalu.....	32

2.6.3	Druhy elektromyografie.....	33
2.6.4	Snímání povrchovou elektrodou.....	33
2.6.5	Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod.....	34
2.6.6	Artefakty	35
2.6.7	Zpracování elektromyografického signálu	36
3.	CÍLE.....	37
4.	HYPOTÉZY.....	38
5.	METODIKA VÝZKUMU.....	39
5.1	Obecná charakteristika výzkumného plánu.....	39
5.1.1	Charakteristika probandů.....	40
5.1.2	Technické zázemí.....	40
5.2	Průběh jednotlivých akcí experimentu	41
5.2.1	Klinické vyšetření probandů.....	41
5.2.2	Povrchové elektromyografické vyšetření	41
5.2.3	Zhotovení digitálních fotografií.....	43
5.2.4	Zpracování záznamu	44
5.3	Jednotlivé výsledky experimentu.....	45
5.3.1	Anamnestický dotazník.....	45
5.3.2	Klinické vyšetření	51
5.3.3	Zpracované EMG záznamy.....	57
6.	DISKUSE.....	67
6.1	Diskuse k metodice výzkumu.....	67
6.2	Diskuse k výsledkům výzkumu.....	71
7.	ZÁVĚR.....	77
8.	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	79
9.	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	80
10.	PŘÍLOHY	84

1. ÚVOD

Hlavním motivem k tomu, zajímat se o problematiku metodiky Brunkow mě vedla skutečnost, že tento terapeutický koncept, tak jak je vypracován v dnešní podobě, není v naší fyzioterapeutické praxi používán v takové šíři jako např. Vojtova metoda či koncept manželů Bobathových, ač indikace k použití této metodiky jsou pestré. Autorka metodiky a její spolupracovníci doporučovali používat tato „vzpěrná cvičení“, jak je nazývali u pacientů s cerebelárními postiženími pohybového systému, u periferních obrn, tortikolis, roztroušené sklerózy, zejména se však osvědčuje u tzv. vertebrogenních poruch, skolióz a vadných postavení kloubů.

Pohyb je řízen z CNS, a proto pohybová aktivita přímo souvisí s činností CNS, a tudíž i s intelektem a psychikou, jako nejvyšší úrovní řídicího procesu. Protože CNS řídí pohyb na podkladě zpracování aferentní signalizace jak z vnějšího, tak i z vnitřního prostředí, je pohyb závislý velmi silně na senzoryckých podnětech (Véle, 1997). Vycházíme-li z neurofyziologických znalostí, pak nelze uvažovat o porušené funkci svalu bez vazby na nervový systém. Motorická jednotka je charakterizovaná jako základní i funkční strukturální prvek motoriky. Nelze zde tedy oddělovat řídicí nervy od svalů, z čehož vychází i označení neuromuskulární (Véle, 1997). Tohoto neuromuskulárního vztahu využívá řada terapeutických technik. Mezi které patří i metodika R. Brunkow.

Na základě mně dostupné literatury nebyla dosud provedena žádná elektromyografická studie dokumentující principy metodiky R. Brunkow. Většina prací vychází z klinických, empirických pozorování.

Německá fyzioterapeutka Roswitha Brunkow (1916-1975), která byla pro následky úrazu nucena trávit delší čas na invalidním vozíku, pozorovala na sobě, že při vzpěrném izometrickém napínání rukou a nohou se aktivace svalů postupně šíří také do celého trupu a k hlavě. Na základě těchto zkušeností na vlastním těle, ale i dlouhodobé terapeutické práce s řadou převážně neurologických pacientů, vypracovala autorka pohybové vzorce a jim odpovídající cvičení pro cílenou aktivaci svalstva.

Terapeutický koncept R. Brunkow je založen na cílené aktivaci diagonálních svalových řetězců, která umožňuje:

- zlepšování funkce oslabeného svalstva
- stabilizační trénink pro páteř a končetiny bez nežádoucího zatížení kloubů
- reedukaci správných pohybů bez nežádoucích složek.

Hlavním terapeutickým prostředkem jsou napínací, respektive vzpěrná cvičení (Stemmübungen, Stemmführung), jejichž základem je volná maximální dorzální flexe rukou a nohou, prováděná vzpíráním zápěstí a dlaně respektive paty v distálním směru proti pomyslnému odporu nebo také proti pevné ploše (Pavlů, 2002).

Neurofyziologický výklad mechanismu účinku dosud chybí. Autorka měla následující představu o pohybové reedukaci. Pokud je možné patologické držení přetransformovat na normální pomocí reflexní přeměny tak, že patologie byla disociována, pak po úplné disociaci falešných zapojení v CNS je volná cesta k obnovení spojů správných (Gúth, 1998). Ale představa disociace patologických spojů v CNS není z neurofyziologického hlediska uspokojivá (Pavlů, 1996).

Předmětem zkoumání mé diplomové práce bylo zaznamenat pomocí povrchové elektromyografie vliv úhlového nastavení zápěstí a působení odporu na kořen ruky při správném nastavení akra dle vývojové kineziologie zpracované metodikou Brunkow na aktivitu vybraných svalů horních končetin a trupu při vzpěrovém izometrickém napínání rukou.

Kineziologická povrchová elektromyografie se využívá ve fyzioterapii k vyšetření svalové funkce během jednoduchého i komplexního pohybu. Pomocí elektromyografického signálu můžeme posoudit, zda je sval aktivní či nikoli, popřípadě zda je aktivní méně či více (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Koncept Roswithy Brunkow

Koncept byl vypracován Roswithou Brunkow v letech 1916 – 1975. Tato metodika je u nás doposud méně známa, i když místy hojně aplikovaná. Jedná se o empiricky vyvinutou metodu vzpěrných cvičení (Pavlů, 1996).

Roswitha Brunkow byla pro následky úrazu nucena trávit delší čas na invalidním vozíku, kdy pozorovala sama na sobě, že při vzpěrovém izometrickém napínání rukou a nohou se aktivace svalů postupně šíří také do celého trupu a k hlavě. Na základě těchto zkušeností na vlastním těle, ale i dlouhodobé terapeutické práce s řadou převážně neurologických pacientů, vypracovala autorka pohybové vzorce a jim odpovídající cvičení pro cílenou aktivaci svalstva (Pavlů, 2002).

3.1.1 Neurofyziologie

Plná rizik byla snaha paní Roswithy Brunkow podepřít svá pozorování neurofyziologicky. Jistě byla v očích mnohých obětí obecně vládnoucího trendu stanovování hypotéz a teoretizování – s cílem zabalit vlastní pozorování do obalu neurofyziologie (Vojta, 1978).

Neurofyziologický výklad mechanismu účinku dosud chybí. Autorka měla následující představu o pohybové reedukaci. Pokud je možné patologické držení přetransformovat na normální pomocí reflexní přeměny tak, že patologie byla disociována, pak po úplné disociaci falešných zapojení v CNS je volná cesta k obnovení spojů správných (Gúth, 1998). Ale představa disociace patologických spojů v CNS není z neurofyziologického hlediska uspokojivá (Pavlů, 1996).

Roswitha Brunkow tušila již od počátku, že je na stopě aktivačnímu systému. Ale zpočátku svou teorii přirovnávala ke kabatovské aktivaci. Později hledala úkryt v Bobathově technice. Když pokročila natolik daleko, že mohla popsat globální vzory v aktivaci svalových skupin, bylo jí pomalu jasné, že v oblasti osového orgánu musí oslovit ty svalové řetězce, které aktivují svaly na ventrální straně trupu, obzvláště břišní svalstvo. Dlouho při svých disociačních cvičeních, jak své aktivace z účelových důvodů nazývala, počítala s účinky v kortikálně-motorickém centru CNS, ale když viděla nielsonovské

zobrazení fetální motoriky, byla fascinována myšlenkou, že by se u jejího vedení vzporu mohlo jednat o aktivaci zakotvenou někde v mozkovém kmeni. Nebyl jí dán čas, aby se stala pánem této fascinace (Vojta, 1978).

2.1.2 Podstata konceptu

Terapeutický koncept R. Brunkow je založen na cílené aktivaci diagonálních svalových řetězců, která umožňuje:

- zlepšování funkce oslabeného svalstva
- stabilizační trénink pro páteř a končetiny bez nežádoucího zatížení kloubů
- reedukaci správných pohybů bez nežádoucích složek

Hlavním terapeutickým prostředkem jsou napínací respektive vzpěrná cvičení („Stemmübungen“; „Stemmführung“), jejichž základem je volní maximální dorzální flexe rukou a nohou, prováděná vzpíráním zápěstí a dlaně respektive paty v distálním směru proti pomyslnému odporu nebo také proti pevné ploše. Dorzální flexe rukou a nohou aktivuje svalové řetězce, jejichž fixní bod leží proximálně a aktivace postupuje z distálních částí končetin proximálně.

Izometrické vzpírání naproti tomu aktivuje svalové řetězce, které mají fixní body v distálních částech končetin a aktivace postupuje z proximálních oblastí distálně. V obou případech se současná izometrická kontrakce agonistů i antagonistů rozšíří i na svalstvo trupu.

Uvedená řetězová aktivace svalstva je zřejmě zprostředkována dosud neobjasněnými subkortikálními reflexními mechanismy. Kortikální mechanismus, předpokládaný autorkou konceptu, je z neurofyzilogického hlediska velmi pochybný (Pavlů, 2002).

2.1.3 Indikace

Autorka metodiky a její spolupracovníci doporučovali používat toto cvičení u pacientů s cerebelárními postiženími pohybového systému, periferních obrn, tortikolis, roztroušené sklerózy, zejména se však osvědčuje u tzv. vertebrogenních poruch, skolióz a u přetížení a vadných postavení kloubů (Bold, Grossmann, 1989).

2.1.4 Kontraindikace

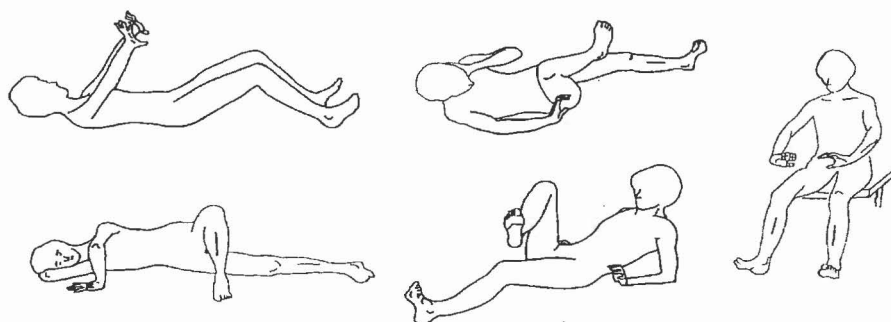
Kontraindikacemi jsou kardiovaskulární insuficience s výrazně omezenou tolerancí fyzické zátěže, arteriální hypertenze, plicní choroby s přetížением pravého srdce, poškození CNS s náchylností k asociovaným reakcím, nedostatečně stabilizované fraktury (Pavlů, 2002).

2.1.5 Praktické provádění metodiky dle R. Brunkow

Terapeutický koncept sestává z těchto částí (Pavlů, 2002):

- 1) Uvedení pacienta do vhodné základní polohy.
- 2) Vypracování základní polohy končetin, zejména jejich distálních částí, to je rukou a nohou.
- 3) Provádění vzpěrných cvičení.
- 4) Aplikace pomocných manuálních technik.

Hlavní varianty vzpěrných cvičení jsou popsány a zobrazeny v publikaci „Stemmführung nach R. Brunkow“, kterou vydala pracovní skupina Brunkow. Vzpěrná cvičení probíhají v různých polohách, vzpěrná cvičení v lehu na břiše, v lehu na zádech, ve stoji, v podporu klečmo. Příklady vzpěrných cvičení viz obr.č.1. Přesné popsání všech výchozích poloh a variant cvičení by přesahovalo rámec této kapitoly, proto dále odkazují na příslušné literární prameny.



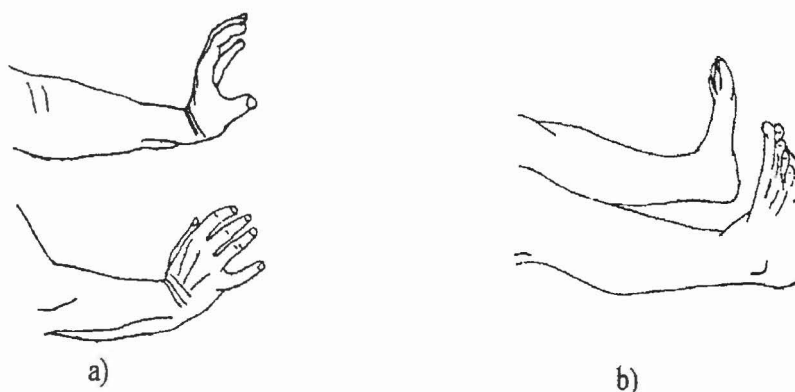
Obr.č.1: Příklady cvičení R. Brunkow podle Bold a Grossmann (převzato z Haužvicová, 2002).

2.1.6 Terapeutické prvky

Cvičení začíná uvedením do dané výchozí polohy. Velký důraz je kladen na postavení rukou a nohou (viz obr.č.2). V postavení akra spatřovala Brunkow významnou proprioceptivní aferenci. Byla si vědoma významné korové reprezentace rukou a nohou v gyrus praecentralis (Bold, Grossmann, 1989). Tato skutečnost je základním pilířem metodiky.

V průběhu vzporu je ruka maximálně dorzálně extendována, palec a malíček jsou abdukovány od příslušného základního kloubu. Všechny klouby prstů a palce jsou mírně flektované, takže vnitřní část ruky vytváří kopulovitou klenbu. Tím, že dojde k vzepření v oblasti křene ruky (punctum fixum), zesílí dorzální extenze. Nastavení úhlu předloktí, lokte a ramene zůstane nezměněné, aby zahájená činnost svalů mohla pokračovat bez omezení proximálním směrem (Gúth, 1998).

Noha se maximálně dorzálně flektuje, nejde ani do supinace, ani do pronace, prsty nohou jsou minimálně flektované. Pata uchovává kontakt s podložkou (punctum fixum) vždy na stejném místě, vzepřením se zesílí dorzální flexe nohy. Polohy úhlu v kloubech kolen a kyčlí zůstanou nezměněny, aby započatá činnost svalů nerušeně a správně pokračovala směrem proximálním (Gúth, 1998).



Obr.č.2: Postavení rukou (a) a nohou (b) při cvičení dle metody R. Brunkow (převzato z Haužvicová, 2002).

2.1.7 Pomocné manuální techniky

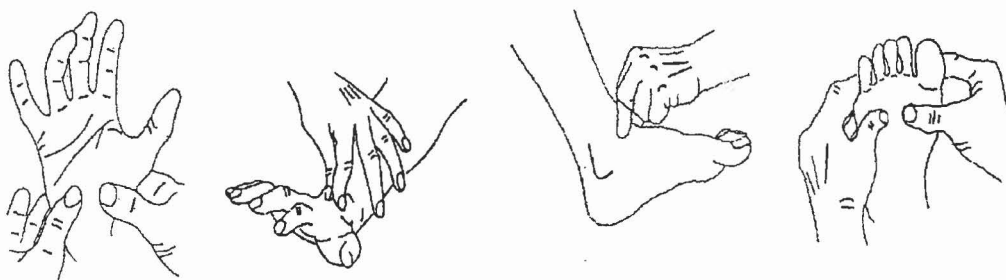
Těchto pomocných manuálních technik se používá jako podpůrných prostředků k dosažení co nejlepší výchozí polohy rukou a nohou pro vzpěrná cvičení a ke zlepšení aktivace svalů. Jejich účinek se zakládá na stimulaci povrchového a hlubokého cití. Jedná se o exteroceptivní a propioceptivní dráždění. Manuální pomoc usnadňuje a zesiluje „vlnu“ šířící se svalové kontrakce. Jde o následující manuální úkony:

Techniky exteroceptivní:

- *Lehké potírání:* krátké, rychle se opakující potírání kůže nad pracujícím svalstvem pomocí prstů proximálním směrem následované pomalým potíráním pomocí dlaně.
- *Měkké, plošné hlazení* nad pracujícím svalstvem distálním směrem.
- *Hlubkové hlazení* směřující proximálně, bříško prstů či palcový val se zvolna pohybují hluboko mezi svalovými provazci.
- *Impulsy nárazového tlaku:* terapeut aplikuje svými prsty nárazové impulsy na dorzální stranu kloubu, tlak směřuje k zápěstí, respektive k patě.
- *Roztírání ruky a nohy:* terapeut napomáhá oběma rukama k žádoucímu rozevření pacientovy ruky a k dosažení jejího kopulovitého postavení, které je nezbytným předpokladem pro vzpěrná cvičení (Pavlů, 2002).

Techniky propioceptivní: (viz obr.č.3)

- *Stisk a současné chvění* a to nejčastěji v oblasti svalových úponů, šlach a kostních struktur (Nowotny, 1998).



Obr.č.3: Manuální techniky propioceptivní stimulace zápěstí a nohy podle Bold a Grossmann (převzato z Haužvicová, 2002).

R. Brunkow klade důraz na aferentaci z následujících receptorů:

- Telereceptory – pacienti cvičí za optické kontroly a sledují výchozí polohy distálních kloubů, je-li cvičení provázeno hudbou rozšiřuje se aference a sluchové receptory.
- Proprioreceptory – v průběhu cvičení jsou zejména aktivovány kloubní, svalové a šlachové receptory.
- Exteroreceptory – primárně jsou aktivovány tyto receptory v průběhu manuální dopomoci.
- Interoreceptory – působí na ně změny výchozích poloh a dechu.

Nabídnuté podněty z proprioreceptorů, exteroceptorů, telereceptorů, interoreceptorů a sluchových receptorů tvoří masivní aferentní informaci z periferie. V CNS se tyto podněty zpracují a eferentní cestou dojde ke změně pohybových programů (Bold, Grossmann, 1989).

Pro optimální funkce ruky má „vyvinutí“ ruky zásadní význam. Vývojem ruky se v terapii R. Brunkow rozumí vzpřímení příčné a podélné klenby, které tvoří základ při držení ve všech statických a dynamických aktivitách. Základnu ruky tvoří kořen ruky. Je-li nestabilní, má tato nestabilita vliv na celou horní končetinu.

V terapii R. Brunkow jsou definovány následující klenby ruky:

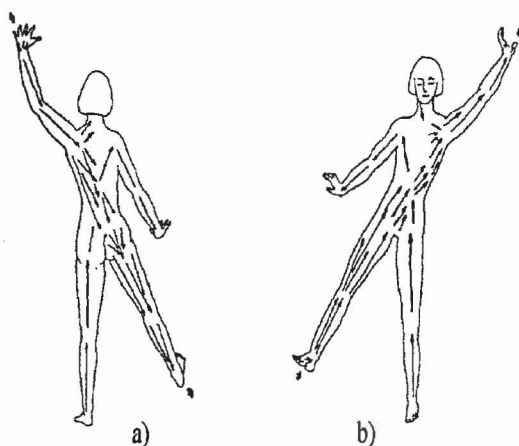
- příčná klenba proximální řady kořenu ruky
- příčná klenba distální řady kořenu ruky
- příčná klenba hlaviček metakarpů
- podélná klenba prstů, s centrální podélnou osou, která probíhá od os lunatum přes os capitatum, hlavičku III. metakarpu ke III. prstu
- příčná klenba ve formě protilehlých oblouků, které probíhají od palce k jednotlivým článkům prstů.

(Bold, Grossmann, 1989).

2.1.8 Svalové řetězce dle R. Brunkow

V terapii dle R. Brunkow vycházíme z toho, že prostorové postavení kostí kořene ruky je závislé na iniciaci dvou protichůdných svalových řetězců. Dorzální svalový řetězec pracuje od proximálního punkta fixa koncentricky ke svému původu a provádí dorzální extenzi ruky. Ve stejné míře musí antagonistický ventrální svalový řetězec excentricky povolit. Oba svalové řetězce jsou na sobě závislé a navzájem se podmiňují. Čím optimálněji funguje souhra, tím optimálnější jsou možnosti pohybovat rukou při zachování příčné a podélné klenby ruky v dorzální extenzi (Bold, Grossmann, 1989).

Svalové řetězce dle R. Brunkow jsou znázorněny na obrázku č. 4.



Obr.č.4: Diagonální průběh postupné svalové činnosti z dorzální strany (a) a diagonální průběh postupné svalové činnosti z ventrální strany (b) podle Bold a Grossmann. (převzato z Haužvicová, 2002).

2.1.9 Analýza cvičení

Při vzepření se izotonická svalová činnost izometricky udržuje a začíná se uplatňovat synchronní aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí (svalová ko-kontrakce a svalová ko-aktivace). Tak vzniká rovnovážná ko-aktivita mezi dvěma funkčními jednotkami. Jde o vzájemnou komunikaci mezi systémem tonickým a systémem fázikým (Bold, Grossmann, 1989).

Cílem cvičení je dosáhnout napřimění (extenze) osového orgánu, které je zajištěno rovnovážnou aktivací mezi extenční funkcí autochtonní muskulatury v celém jejím rozsahu a flexory osového orgánu. V oblasti periferních kloubů je nastavena rovnovážná aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí.

Prostřednictvím této vyvážené funkce dochází jak v oblasti páteře, tak periferních kloubů k nastavení polohy umožňující symetrické osově zatížení kloubů (funkční centraci). Je-li dosažena funkční centrace, dochází k optimalizaci statické zátěže. Při tomto držení je maximální kontakt kloubních ploch (Kolář, 1998). Současně vyvážená posturální a fázická funkce vede ke stabilizaci pohybu. Dynamická stabilita je předpokladem toho, aby došlo k zajištění muskulatury páteře tak, že při zatížení nedojde k dysbalanci svalstva a ke stereotypnímu zatížení meziobratlových plotének (Bold, Grossmann, 1989).

2.1.10 Dávkování cvičení

Díky maximální práci v distálních svalových skupinách ruky a nohy, s ní spojené unavitelnosti svalů a pro velké nároky, které jsou během cvičení kladeny na soustředěnost pacienta, by jednotlivá cvičení měla být opakována nanejvýš pětikrát za sebou. Správné vedení vzporu je doporučováno zpočátku cvičit dvakrát denně po pěti minutách, během léčebné série možno zvýšit až na 20 minut. Pro samostatné pacientovo cvičení doma se doporučuje cvičit denně, kratší dobu, ale častěji (Bold, Grossmann, 1989).

2.2 Funkční anatomie ruky

Lidská ruka je složitě postavený, ale absolutně důsledně a optimálně své funkci přizpůsobený orgán. V její konstrukci se odráží princip té vůbec nejlepší ekonomie. Můžeme na ni pohlížet jako na jeden z nejpozoruhodnějších „výdobytků“ (Kapandji, 1986).

Kostra ruky se skládá ze 3 hlavních oddílů: zápěstí (carpus), záprstí (metacarpus) a články prstů (digitorum manus). Karpální kosti a jejich spoje představují asi jednu šestinu délky ruky, metakarpální kosti představují asi dvě šestiny a prsty zbývající tři šestiny délky ruky (Bartoniček, 1991).

Ruku lze rozdělit do několika na sobě relativně nezávislých funkčních celků:

- První skupinu tvoří palec, vůdčí prst ruky.
- Druhá skupina je tvořena II. a III. prstem.
- Třetí skupinu tvoří IV. a V. prst (+ 4. a 5. metakarp), stabilizační jednotka.
- Čtvrtá skupina zahrnuje karpální kůstky (+ 2. a 3. metakarp), tyto kostní struktury se podílejí na vzniku podélné klenby ruky (Hadraba, 1995).

Základní funkcí ruky je úchop. Úchop může být prováděn sice velmi rozdílně, ale v podstatě jde vždy o možnost samostatného ohnutí a natažení druhého až pátého prstu s opozicí palce. Pro vlastní úchop jsou nejdůležitější dlouhé a krátké flexory prstů. Dlouhé svaly jsou silové, krátké generují jemnou motoriku ruky a stabilizují působení extenzorů v metakarpofalangeálních kloubech. Vzhledem k dominující funkci ruky, je největšímu zatížení vystaven flexorový komplex ruky. Jeho funkce je ale nemyslitelná bez antagonistické funkce extenzorového komplexu, který navíc udržuje paralelní, tj. pro úchop optimální postavení řetězce vzájemně artikulujících kostí – především metakarpů a článků prstů (Smrčka, Dylevský, Mařík, 1998).

K základním předpokladům použití úchopu patří sevření a otevření ruky. Jako při každém pohybu, tak i zde platí, že nasedá na vytvořenou posturální situaci. Proto je důležité si uvědomit rozdíl mezi klidovou a funkční polohou ruky. V klidové poloze je ruka v zápěstí ve velmi mírné flexi a slabé ulnární deviaci. Prsty jsou mírně flektovány jak v metakarpofalangeálních, tak i v interfalangeálních kloubech. Klidovou polohu ruka zaujímá spočívajíc i s předloktím na horizontální podložce. Pro funkční posturu je

charakteristická větší dorzální flexe zápěstí, metakarpy jsou mírně abdukovány a zevně rotovány od funkční osy ruky. Střední a distální interfalangeální klouby jsou v mírné flexi. Palec je oproti předchozí poloze silně abdukován s mírnou extenzí v karpometakarpálním skloubení (Kapandji, 1988).

Extenze prstů ruky je téměř nemožná, neaktivují-li se zároveň flexory článků prstů, v tom smyslu, aby se zamezilo extenzi v zápěstí a změně posturální situace. Proto nejzazší mez, ke které se mohou smršťovat extenzory a flexory prstů, jsou dány jejich antagonistickou tažností. Maximálně ohnuté prsty se při palmární flexi ruky poněkud natáhnou, stejně jako se natažené prsty při extenzi zápěstí poněkud ohnou. Toto nazýváme pasivní insuficiencí. Naproti tomu aktivní insuficience spočívá v tom, že se souhlasným pohybem ve všech kloubech dojde k hraničním kontrakční schopnosti svalů současně při maximálním pasivním natažení antagonistů. Typickým příkladem je schopnost prstů udržet malý předmět při středním postavení zápěstí, síla však povoluje, je-li ruka ohnuta palmárně (Weigner, 1932).

2.2.1 Extenzorový a flexorový komplex ruky

K základním skladebním komponentám extenzorového aparátu řadíme: mm. extensores digitorum, mm. interossei, mm. lumbricales. Mezi fixační systém extenzorového aparátu patří lig. transversum, lig. obliquum a lig. sagitale. Aktivní extenze tříčlankových prstů je generována kombinovanou akcí m. extenzor digitorum, m. extenzor indicis, m. extenzor digiti minimi, m. abduktor digiti minimi, mm. interossei palmares et dorsales, mm. interossei dorsales accessorii a m. flexor digitorum superficialis et profundus. Tyto svaly vstupují do hry v roli synergistů i antagonistů – vždy v závislosti na postavení metakarpofalangového a zápěstního kloubu.

M. extenzor digitorum, m. extenzor indicis a m. extenzor digiti minimi tvoří funkční jednotku. M. extenzor digitorum v podstatě extenduje všechny klouby nad kterými probíhá, tj. zápěstní kloub, metakarpofalangové a interfalangové klouby. Extenze prstů je fázový proces: nejprve dochází k extenzi v metakarpofalangovém kloubu a teprve postupně jsou extendovány proximální a distální interfalangový kloub. Hyperextenze prstů je omezoována chrupavčitou destičkou, která je součástí dlaňové strany metakarpofalangových a interfalangových kloubních pouzder (Smrčka, Dylevský, Mařík, 1998).

Palmární interoseální svaly addukují extendované prsty a flektují prsty v metakarpofalangových kloubech. Dorzální interoseální svaly abdukuje extendované prsty a opět flektují prsty v metakarpofalangových kloubech. Funkci dorzálního interoseu pátého prstu doplňuje m. abduktor digiti minimi. Abdukci malíku lehce napomáhá i m. extenzor digiti minimi. EMG interoseálních svalů ukazuje jejich výraznou aktivaci na začátku flexe v metakarpofalangových kloubech – bez závislosti na postavení interfalangových kloubů. Kontrakční aktivita celé svalové skupiny výrazně stoupá při flexi v metakarpofalangových kloubech a současné extenzi v interfalangových kloubech. Při úplném ohnutí interfalangových kloubů nejsou interoseální svaly vůbec aktivovány.

Mm. lumbricales jsou především startéry flexe v metakarpofalangových kloubech. Celá flexe prstů – pokud je prováděna fázově, je lumbrikálními svaly zahájena, pak je aktivován m. flexor digitorum superficialis, který flektuje první interfalangový kloub a poslední se zapíná m. flexor digitorum profundus, který provede flexi v distálním interfalangovém kloubu. Tento sled flekčních pohybů je sice prokazatelný, ale při běžném úchopovém stereotypu je celá flekční aktivita prstů spouštěna globálně (Smrčka, Dylevský, Mařík, 1998). Síla m. flexor digitorum superficialis klesá při flexi ruky v zápěstí a stoupá ve středním postavení ruky. Tento povrchový flexor je aktivní zejména při rychlých pohybech a na počátku flexe prstů, kdy je také schopen vyvinout větší sílu (Smrčka, Dylevský, 1999).

Čistými flexory v metakarpofalangových kloubech jsou lumbrikální svaly tehdy, jsou-li prsty v mezičláňkových kloubech extendovány. Vzhledem ke svým úponům, extendují lumbrikální svaly spolu s interoseálními svaly prsty v interfalangových kloubech. Nejde ovšem o „silovou extenzi“, ale o fixaci již dosažené extenze. Krátké dlaňové svaly zabraňují hyperextenzi prstů při silné aktivaci m. extenzor digitorum. Lumbrikální svaly jsou svými začátky na šlachách hlubokého flexoru prstů i „transmisním“ komplexem, který proprioceptivními mechanismy zabezpečuje souhru flexorového a extenzorového systému. Jakýkoliv kontrakční i dekontrakční posun hlubokého flexoru je provázen protažením nebo relaxací lumbrikálních svalů, a je tak aktivován celý koordinační systém prstu (Smrčka, Dylevský, Mařík, 1998).

Správný stereotyp flexe prstů má proximodistální průběh. Nejprve se flektují metakarpofalangové klouby, poté proximální interfalangové klouby a nakonec až distální interfalangové klouby (Pfeiffer, 1990).

Pro normální činnost všech složek hybného aparátu ruky je zapotřebí normální struktury kostí, kloubů i všech ostatních pohybujících se částí, nervové složky i cévního zásobení. Pro funkci pohybových komponent ruky je důležitá i kvalitní kostní architektura.

Důležité jsou i klenby ruky popsané Hadrabou (Hadraba, 1995) :

- I. distální příčná klenba – pod hlavičkami metakarpů.
- II. podélná klenba – tvořena karpálními kůstkami, 2. a 3. metakarpem.
- III. proximální příčná klenba – v kořeni dlaně.

2.3 Biomechanika kloubů v oblasti zápěstí

2.3.1 Charakteristika kloubů v oblasti zápěstí

Radiokarpální kloub, mediokarpální kloub i distální radioulnární kloub vytvářejí funkční jednotku, která umožňuje flekčně extenzní a dukční pohyby ruky vůči předloktí. Této jednotce můžeme říkat klouby zápěstí.

Radiokarpální kloub je ovoidní složený kloub. V kloubu artikuluje radius a společnou hlavici tvoří proximální plošky os capitatum, os scaphoideum a os triquetrum. Mediokarpální kloub je kloub složený. Kloubní plochy jsou dány tvarem styčných ploch karpálních kostí. Štěrbina mediokarpálního kloubu má tvar příčně položeného písmene S. Kloubní štěrbina je velmi členitá a často komunikuje se štěrbinou karpometakarpálního kloubu. Tento kloub je prakticky nepohyblivý a jeho účast na kinetice zápěstí je jen nepřímá.

Distální radioulnární kloub je kloub kulový, to však platí pouze v případě tzv. "nulové varianty ulny". Distální radioulnární kloub se účastní pronačně - supinačního pohybu předloktí. Pronace - supinace se odehrává současně v lokti (v kloubu humeroradiálním a proximálním kloubu radioulnárním) a v distálním radioulnárním kloubu. Při tomto pohybu se mění vzájemné postavení radia a ulny. Osu pohybu tvoří spojnice středu hlavičky radia a středu hlavičky ulny. Podle klasického popisu obíhá radius kolem ulny, která své postavení nemění, toto tvrzení však není zcela přesné. Na předozadním snímku RTG zápěstí v supinaci a pronaci je patrné, že se mění postavení processus styloideus ulnae. Zřejmě při těchto pohybech dochází i k mírné rotaci a posunům ulny (Bartoníček, 1991).

2.3.2 Rozsah pohybů

Celkový rozsah flekčně - extenzních pohybů činí 70° až 180° (průměr 120°). Vzhledem k volárnímu sklonu kloubní plošky distálního konce radia je rozsahem flexe asi o 10° větší. Podíl obou kloubů na celkové rozsahu pohybu je značně variabilní (Kapndji, 1986). Jiní uvádějí, že 60% celkového rozsahu se při extenzi uskuteční v kloubu

radiokarpálním a 40% v kloubu mediokarpálním, zatímco při flexi je tomu naopak (Linscheid, 1986).

Rozsah dukčních pohybů se pohybuje kolem 50°, z toho 35° připadá na dukci ulnární a 15° na dukci radiální (Bartoníček, 1991).

2.3.3 Kinematika

Z hlediska popisu kinematiky zápěstí vyhovuje rozdělení karpálních kostí na proximální a distální řadu. Každá z nich včetně distálního konce radia představuje samostatný funkční celek. Přitom si musíme uvědomit, že na obě řady se neupíná žádný ze svalů vykonávající pohyb v zápěstí. Flexory a extenzory karpu se upínají na II., III., a V. metakarp. Odtud je tah svalů přenášen přes prakticky nepohyblivé karpometakarpální klouby na distální řadu. Postavení proximální řady, která představuje vmezežený segment, se mění pasivně v závislosti na postavení distální řady (Bartoníček, 1991).

Flexe, extenze i dukce jsou pohyby rotační. Existují dva názory, kde probíhají osy těchto pohybů. Dle Volz, Lieb a Benjamin procházejí osy obou pohybů hlavicí os capitatum, kde protínají společné centrum (Bartoníček, 1991). Podle druhého názoru probíhají osy hlavicí os capitatum v těsné blízkosti, aniž by se protínaly (Youm, Flat, 1980).

Při obou pohybech se mění nejen vzájemné postavení obou řad, ale i některých kostí v jednotlivých řadách.

2.3.4 Flexe – extenze

Při popisu flexe - extenze bývají obě řady redukovány na os lunatum a os capitatum a samozřejmě k nim patří distální konec radia. V základním postavení jsou proximodistální osy všech tří kostí kolineární, maximální fyziologická odchylka činí 15° (Linscheid, 1986). Při flexi rotují os lunatum i os capitatum volárně a současně se os lunatum posunuje dorzálně, při extenzi je tomu naopak (Bartoníček, 1991).

V proximální řadě se mění vzájemné postavení os scaphoideum a os lunatum. Při flexi rotuje os scaphoideum volárně rychleji než os lunatum. Naopak při extenzi se os scaphoideum opět napřímí. Příčina tohoto pohybu je vykládána jak rozdílným tvarem

proximální kloubní plošky os lunatum a os scaphoideum, tak i uspořádáním lig. scaphoideolunatum interosseum (Bartoníček, 1991).

2.3.5 Dukční pohyby

Při radiální dukci se pohybuje proximální řada ulnárně, distální řada radiálně. Při ulnární dukci je tomu obráceně. I při těchto pohybech se mění postavení os scaphoideum. Při radiální dukci se sklání os scaphoideum volárně. Při ulnární dukci se naopak napřimuje a rozvíjí. Tento pohyb os scaphoideum při dukčních pohybech je vysvětlován různě. Weber vysvětluje tento pohyb helikoidálním tvarem kloubních plošek os triquetrum a os lunatum. Odtud se pohyb přenáší přes os lunatum na os scaphoideum (Bartoníček, 1991).

2.3.6 Stabilita a přenos tlaku

Podle Palmera a Wenera přenáší radius 80% celkového tlaku působícího v radiokarpálním kloubu a ulna prostřednictvím discus articularis 20%. Vzhledem k tomu, že os lunatum artikuluje jak s radiem, tak prostřednictvím disku s ulnou, dochází díky elasticitě disku, ke zvýšení tlaku mezi radiem a os lunatum. To může mít negativní důsledek i na cévní zásobení os lunatum (Palmer, Werner, 1984).

2.4 Receptory

Kůže představuje největší receptivní povrch. Je sídlem obrovského počtu receptorů somato - sensorického systému, které umožňují nepřetržitou komunikaci se zevním prostředím (dotykové, tlakové receptory, termoreceptory, receptory pro bolest). Receptory jsou vstupním lankem sensorických drah (Trojan, 2003).

- Receptory dělíme na:

1. *exteroreceptory*, ke kterým patří:

- a) receptory kůže pro hmat, teplo, chlad, tlak a bolest
- b) receptory chuti, čichu, zraku, sluchu (jde o složité receptory fungující jako smyslové orgány)

2. *proprioceptory*:

- a) svalové vřetenko
- b) Golgiho šlachový orgán
- c) Paciniho kloubní tělíska
- d) vestibulární receptory

3. *interoreceptory*, které reagují na změny v samotném těle, patří k nim:

- a) chemoreceptory
- b) baroreceptory (např. v karotickém sinu)
- c) termoreceptory
- d) mechanoreceptory

4. *volná nervová zakončení*. Tvoří zvláštní skupinu, která se může chovat různě podle typu fyzikálního podnětu. U jedné třetiny vláken volného zakončení se zatím neví o jejich působení a účinku.

- Podle druhu podnětu je možno receptory třídit na:

1. *fyzikální* – mechanoreceptory, termoreceptory
2. *chemické* – chemoreceptory.

- Podle způsobu činnosti:

1. *receptory s rychlou adaptací*,
2. *receptory s pomalou adaptací*
(Capko, 1998).

Každý receptor má svůj práh stimulace, např. nejmenší intenzitu stimulu potřebnou pro vyvolání excitace. Receptory zachycují s vysokou citlivostí specifické podněty. Transformují jejich energii transdukčním mechanismem na energii organismu vlastní (chemické procesy), což vede ke změně propustnosti membrány iontovými kanály, a tedy i polarizace receptorové membrány (receptorový potenciál). (Trojan, 2003). Receptory převádějí podněty (tepelné, tlakové, světelné, zvukové, atd.) na signály, které jsou schopné vyvolávat v sensorických nervech akční potenciály (Junqueira, Carneiro, Kelley, 1995).

2.4.1 Povrchové a hluboké čítí: (somatický a viscerální systém receptorů)

Dotyk a tlak

Dotyk a tlak je registrován Meissnerovými tělísky, Vater-Pacciniho tělísky, Ruffiniho zakončeními, Merkelovými tělísky, sensorickými zakončeními v okolí vlasů a chlupů a pravděpodobně i volným zakončením nervů.

Vater-Pacciniho tělíska nacházíme v dermis a jsou obzvláště hojná v dermální vrstvě kůže prstů, ale jsou přítomna i v periostu. Vnímají především vibrace.

Meissnerova tělíska se vyskytují především v lysých místech kůže (tj. v dlaních, chodidlech). Odpovídají na dotekové podněty.

Ruffiniho zakončení se vyskytují v kloubech a kůži. Odpovídají na dotykové a tlakové podněty.

Merkelova tělíska jsou přítomna zejména v kůži dlaní a chodidel. Odpovídají na dotykové a tlakové podněty (Junqueira, Carneiro, Kelley, 1995).

2.4.2 Vnímání polohy těla v prostoru: (propriorecepční systém)

Všechny příčně pruhované svaly člověka obsahují opouzdržené proprioreceptory, známé jako svalová vřetenka a ve šlachách Golgiho orgány.

Do **svalového vřetenka** proniká několik sensorických nervových vláken, která registrují změny délky extrafuzálních svalových vláken a předávají informaci do míchy. Zde jsou pak aktivovány reflexy sloužící k udržování žádané polohy těla i jeho částí v prostoru a ke koordinaci aktivity antagonistických skupin svalů, které se podílejí na pohybové činnosti.

Ve šlachách nacházíme poblíž úponu svalových vláken vazivová pouzdra – **šlachové orgány Golgiho**. Do pouzder pronikají sensorická nervová vlákna. K propriocepci přispívají tím, že registrují tahové rozdíly uvnitř jednotlivých šlach a chrání sval před přepětím (Junqueira, Carneiro, Kelley, 1995).

2.4.3 Klasifikace nervových vláken

A. Senzitivní nervová vlákna (klasifikace dle Erlangera a Gassera)

Druh	Typ	Průměr vláken (μm)	Rychlost vedení (m/s)	Zdroj impulzů	Vjem
Aα	1a	13 až 20	80 až 120	svalová vřetenka - anulospirální (primární) zakončení	svalové napětí
	1b	13 až 20	80 až 120	Golgiho šlachová tělíska	svalové napětí
Aβ	II	6 až 12	35 až 75	svalová vřetenka - keříčková (sekundární) zakončení	svalové napětí
				Vater-Paciniho tělíska	dotyk, tlak
Aδ	III	2 až 5	12 až 30	příslušné receptory	teplo, ostrá bolest
C	IV	0,5 až 2	0,5 až 2,5	příslušné receptory	bolest

B. motorická nervová vlákna (klasifikace dle Loyda a Hunta)

Druh	Průměr vláken (μm)	Rychlost vedení (m/s)	Inervují
Aα ₁	16 až 20	95 až 120	svaly ("rychlá vlákna")
Aα ₂	13 až 16	75 až 95	svaly ("pomalá vlákna")
Aβ	8 až 13	0 až 75	intrafuzální i extrafuzální (povrchová) vlákna
Aγ _d	6 až 8	35 až 50	intrafuzální vlákna
Aγ _s	4 až 6	25 až 35	intrafuzální vlákna
B	1 až 3	3 až 14	preganglionární sympatická vlákna

(Převzato: Poděbradský, Vařeka, 1998)

2.5 Neurofyziologické principy řízení motoriky

Řízený pohyb u člověka chápeme jako vědomou reakci pohybové soustavy na podnět ze zevního nebo vnitřního prostředí, který je řídicím centrem přijat, zpracován na pohybový záměr, který se transformuje na pohyb (Véle, 1995).

2.5.1 Základy řízení motoriky

Řídicí systém má mnoho různých cest přenosu i variabilních způsobů zpracování informací, neboť vnitřní prostředí se neustále mění a organismus se tomu musí přizpůsobovat. Tuto adaptabilitu nazýváme plasticitou nervového systému a právě ta nám umožňuje tvorbu a fixaci stále nových podmětových variant, aniž by varianty dříve vytvořené vymizely (Hrbek, 1956).

Ve fylogenetickém vývoji pozorujeme, že s rozvojem složitějších pohybů přibývají i složitější řídicí úrovně motoriky. Potřeba diferencované motoriky formovala vývoj složitější řídicí soustavy (mozku).

U člověka jsou patrné 3 řídicí úrovně motoriky:

1. **spinální úroveň** – řízení výkonných orgánů motoriky (motoneuronů). Spinální řídicí systém má 3 úrovně řízení, které se aktivují sekvenčně. Nejprve je nastavována úroveň logistiky vegetativním systémem. Potom se nastavuje úroveň excitability motoneuronů systémem gama. Teprve poté jsou aktivovány motoneurony systémem alfa k provedení pohybu, který je ve svém průběhu ovlivňován zpětnovazební aferencí z periferie.

Na spinální řídicí úrovni jsou již uskutečněny pevné proprioceptivní spoje, které zajišťují alternující pohyb končetin při lokomoci. Komisurální horizontální míšní spoje zajišťují vztahy mezi oběma polovinami míchy dle schématu, které ukazuje, že aktivace svalu na jedné straně těla je spojena s relaxací odpovídajícího svalu druhé strany, což je základní předpoklad alternativního pohybu končetin při lokomoci. Nitromíšní vertikální spoje zajišťují vztahy mezi horními a dolními končetinami.

2. **subkortikální úroveň** – provádí důležité nastavující a udržující funkce nadřazené spinální úrovni a zjemňující spinální servomechanismy. Na subkortikální úrovni řízení

dochází k přednastavení úrovně logistiky, excitability motoneuronů i výchozí postury. Dále k plynulé adaptaci přednastavených úrovní během pohybu, k automatizaci stereotypních pohybových úkonů a jejich kontrolu, k vytváření náhradních schémat při nebolestivé nocicepci a k vyhlazování hrubé funkce spinálních servomechanismů.

3. kortikální úroveň – je nejvyšším orgánem řízení volní ideokinetické motoriky. Pohybová funkce řízená kortikálně má charakter volního pohybu provázeného určitým záměrem. Ideokinetická motorika je provázená vědomím a uplatňují se při ní psychika, intelekt a osobnost jedince, proto přistupují k neurofyziologickým složkám řídicích pochodů i složky psychické. Tyto pohyby jsou řízeny komplexní činností nervové soustavy a na úrovni kortexu pro ně vznikají programy (Véle, 1997).

2.5.2 Tvorba pohybových programů

Některé „základní rámcové programy“ (fixxed patterns) posturální motoriky, ale i prvky úchopu a lokomoce jsou již geneticky zakotveny a organicky fixovány (hardware). Lze je oslovit a použít k modulaci pohybové aktivity, ale nelze je měnit (např. krokový mechanismus) a jsou pak kostrou pro složitější programy vzniklé učením.

Pribram vytvořil teorii o ukládání informací do paměti na podkladě holografického principu. Toto ukládání není vázáno topicky, ale je difúzně rozšířeno do plochy, podobně jako informace hologramu, kde je v každé části hologramu informace celá s počtem detailů přímo úměrným ploše hologramu. Hologram rozdělený na poloviny obsahuje na obou polovinách stejný obraz s menším počtem detailů, proto poškozením části záznamu informace nezaniká, ztrácí se jenom její podrobnosti. Lokální poškození mozku tedy neruší zcela paměťové fixace. Pro vznik paměťového engramu potřebného pro fixaci motorického programu je nutná aktivace limbického systému. Z hlediska vývoje systému se utváří nejprve posturální programy a teprve na ně navazují složitější programy lokomoční, obratné a komunikační hybnosti (Véle, 1997).

V průběhu lidské fylogeneze i ontogeneze jsou vytvořeny základní pohybové programy, které zcela korespondují s lidskou druhovou anatomickou strukturou. Tyto programy tvoří matici, která je pro každého člověka shodná. Na ně navazují hybné stereotypy, v nichž se odehrává veškerá individuální pohybová rozmanitost lidské populace. Pohybová výbava člověka, jejíž pomocí řešíme každodenní situace, je souhrnem

jednotlivých složitějších a jednodušších hybných stereotypů. U každého individua se jedná o výbavu v danou chvíli konečného počtu pohybových stereotypů, které jsou kombinovány a zřetězované podle okamžité potřeby (Kračmar, 2002).

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva (Dufek, 1995). Pomocí elektromyografie získáváme grafické znázornění záznamu elektrické aktivity kosterních svalů, která se mění při jejich aktivaci. Záznam se nazývá elektromyograf. Dle Basmajiana (1974) je svalové napětí úměrné elektrické aktivitě během volní izometrické i izotonické kontrakce. Posoudit mechanickou aktivitu svalu lze díky možnosti sdružit registrované elektrické signály s veličinami, jež popisují mechanický efekt kontrakce (Karas, Otáhal, 1990).

Elektromyografické metody dle stavu snímaného svalu lze rozdělit do 3 skupin:

- 1) Nativní EMG – snímání EMG při úplném uvolnění svalu.
- 2) EMG při funkčním zatěžování svalu – záznam spontánní motorické aktivity.
- 3) Stimulační elektromyografie, která používá elektrické dráždění svalu (Svatoš, 1998).

2.6.1 Fyziologické základy elektromyografického signálu

Elektromyografická měření nám umožní získat záznam elektrické aktivity svalu, jejíž zdrojem je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Kontrakce kosterního svalu je řízena z CNS, podráždění se z motoneuronu šíří do svalového vlákna neuromuskulárním spojením nazývaným neuromuskulární ploténka. Každému alfa motoneuronu přísluší soubor svalových vláken. Tento funkční celek se nazývá motorická jednotka a sestává se z perikaryonu v předním rohu míšním, jeho axonu, terminálního intramuskulárního axonálního větvení, nervosvalové ploténky a svalového vlákna (Kadaňka, 1994).

Neurotransmitterem je v kosterním svalu acetylcholin, který se uvolňuje ve spojeních mezi zakončením neuronů a povrchem svalových buněk a indukuje akční potenciál. Akční potenciál motoneuronů se šíří podél sarkolemy, vyvolává její depolarizaci a následnou depolarizaci T-systému svalové buňky, čímž je umožněno vedení akčního potenciálu ze sarkolemy dovnitř vlákna a longitudinální tubuly sarkoplazmatického retikula propustí dovnitř buňky ionty vápníku, čímž se zvýší jejich koncentrace ve svalovém vlákně asi

1000krát (Převorovská, 1997). Depolarizace vytváří elektromagnetické pole, jehož potenciál je měřen jako elektrické napětí (Rash, 1995).

2.6.2 Vztahy mezi elektrickou a mechanickou aktivitou svalu

Velikost napětí, které se ve svalu vyvine, závisí na frekvenci stimulací, počtu a složení kontrahujících se svalových vláken a jejich počáteční délce. Časové odstupňování je určeno počtem nervových vzruchů vyslaných z CNS. Každý nervový vzruch může vyvolat po uplynutí latenční doby pouze jednu kontrakční vlnu, běžící po vlákně od inervačního místa za vlnou vzrušivou. První známky mechanické reakce spadají u kosterního svalu do sestupné části akčního potenciálu (Karas, Otáhal, 1990). Ačkoli akční potenciál motorické jednotky trvá relativně krátkou dobu, čas mechanické kontrakce svalu je překvapivě delší, což platí u motorických jednotek rychlých i pomalých svalových vláken (Basmajian, 1974).

Prostorové odstupňování označuje závislost síly kontrakce na počtu zapojených svalových vláken a platí, že čím více svalových vláken se účastní kontrakce, tím silnější kontrakce proběhne. Množství myofibrilů v aktivovaném svalovém vlákně také lineárně ovlivní sílu kontrakce. Jednotlivé motorické jednotky se zapojují asynchronně, a proto je výsledný efekt plynulým pohybem. Pokud jsou motorické jednotky aktivovány v synchronních výbojích, dochází k poruše pohybu, která se nejčastěji projeví tremorem. Menší motorické jednotky jsou inervovány menšími motoneurony a ty mají nižší práh dráždivosti, což vede k jemnější gradaci svalové síly. Při maximálním úsilí se aktivují největší motoneurony a největší motorické jednotky (Keller, 1999).

Optimální počáteční délka vlákna je 80 - 120% klidové délky. Jestliže je svalové vlákno příliš napnuto, nedojde k přesahu tlustých a tenkých myofilamentů, myozinové hlavice se nemohou vázat na aktin. Sval vyvíjí menší napětí při počátečních délkách, které jsou menší nebo větší než je optimální délka (Převorovská, 1997). V kratších pozičních délkách svalu je při kontrakci nutná vyšší úroveň vzrušení svalu, což se projeví větší frekvencí akčních potenciálů, nebo větším elektrickým napětím (Karas, Otáhal, 1990).

Během pohybu lze pozorovat závislost elektromyografu na rychlosti prováděného pohybu. V průběhu koncentrické kontrakce existuje nepřímý vztah mezi produkcí síly a rychlostí pohybu, zatímco při excentrické kontrakci se produkce síly zvyšuje se vzrůstající rychlostí (Rash, 1995).

2.6.3 Druhy elektromyografie

Podle způsobu snímání změn elektrické aktivity rozeznáváme 3 typy EMG:

- 1) Povrchová elektromyografie.
- 2) Jehlová elektromyografie.
- 3) Elektromyografie používající multielektrody.

2.6.4 Snímání povrchovou elektrodou

Tento způsob umožňuje neinvazivně snímat celkovou elektrickou aktivitu dostatečně velkých motorických jednotek (Svatoš, 1998). Při bipolární registraci se registruje rozdíl napětí na elektrodách, od unipolární registrace se dnes již upouští (Tlapáková, 1981). Elektrody se skládají z kruhových nebo pravoúhlých destiček, které mohou být ze stříbra, cínu, nerezové oceli (Goor et al., 1984), nebo mohou být potaženy vrstvou chloridu stříbrného (Svatoš, 1998).

Elektrody mají různou velikost a to dle svalu, z něž je elektrická aktivita snímána. Čím menší je sval, tím menší mají být elektrody a tím blíže k sobě je nutné je umístit. Oblast záznamu je určena vzdáleností mezi elektrodami, která bývá 1 mm – 2,5 cm. Platí zásada, že elektrody se mají umístit na bříško svalu, daleko od jeho konců (Tlapáková, 1981) a v jeho střední linii s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1993). Karas a Otáhal (1991) upozorňují na problém umístění snímacích bodů, kdy je těžké je přesně geometricky a funkčně definovat. Měly by však splňovat tyto obtížné podmínky:

- 1) Možnost přenosu těchto bodů z jednoho člověka na druhého při zachování úrovně jejich funkční reprezentativnosti.
- 2) Možnost postihovat z těchto bodů u různých osob jednotným způsobem mechanickou aktivitu sledovaného svalu.

Při snímání je používána uzemňovací elektroda, která se skládá z relativně velkého kovového plechu nebo pásku většinou potaženého textilem, který se před použitím namočí do fyziologického roztoku. Před umístěním elektrod je důležité odmastit kůži lihem, mírně ji obrousit a aplikovat vodivou pastu na gelové bázi, aby se snížil odpor kůže. Tato procedura značně sníží odpor elektrod na několik málo $k\Omega$ (Goor et al., 1984).

Získaný elektromyograf představuje složitý interferenční obraz vytvořený vzájemnou superpozicí potenciálů velkého počtu motorických jednotek umístěných v blízkosti plošné elektrody. Protože se svalová vlákna motorické jednotky zdaleka neaktivují synchronně, ale k aktivaci dochází s časovým rozptylem kolem 5 - 10 ms, je trvání akčního potenciálu normální motorické jednotky o něco delší (a má při tom i větší amplitudu), než akční potenciál jednoho svalového vlákna (Svatoš, 1998).

EMG snímáný kožní elektrodou reprezentuje integrální charakteristiku určitého celku motorických jednotek, takže je takové EMG účelné používat pro ověřování zákonitostí velkého počtu motorických jednotek. Umožňuje dobře registrovat začátek a konec aktivace svalů, uskutečňovat hodnocení celkové úrovně aktivace a slouží ke zjišťování celé řady faktorů souvisejících se zákonitostmi řízené aktivity. Protože se do procesu svalového zkracování současně zapojuje velký počet svalových vláken, má spektrum signálu kmitočtové pásmo od 10 Hz do několika 1000 Hz (Svatoš, 1998). Maximální rozložení signálu je však v pásmu 50 - 150 Hz a šířka frekvenčního spektra je odlišná u různých svalů (Rodová et al., 2001).

2.6.5 Faktory ovlivňující EMG signál při použití povrchových elektrod

Elektromyografický signál vypovídá o velikosti aktivace svalu, avšak velikost jednotlivých parametrů signálů není zdaleka ovlivněna jen fyziologickými a anatomickými faktory, ale i faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu (Rodová et al., 2001). I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí. Základní kauzální (příčinné) faktory ovlivňující signál povrchové EMG lze rozdělit na vnější a vnitřní. Vnější faktory jsou závislé na velikosti, tvaru a lokalizaci elektrod. Povrchové elektrody snímají pouze aktivní svalová vlákna z okolí elektrody (tzn. není zachycen signál všech motorických jednotek podílejících se na vzniku kontrakce, nýbrž jen detekovaných motorických jednotek). Počet snímaných

aktivních motorických jednotek je ovlivněn velikostí povrchu elektrody. Pokud je elektroda umístěna na laterální části svalu, existuje riziko, že v elektrickém signálu bude zahrnuta aktivita motorických jednotek sousedních svalů. Ideální umístění je v motorickém bodu svalu, který se většinou nachází uprostřed svalového břicha. Frekvence i amplituda signálu jsou také pozmeněny blízkostí inervační zóny svalu nebo myotendinózní části svalu. Vzdálenost mezi aktivními elektrodami má vliv na šířku frekvenčního pásma. Fyziologické, anatomické a biochemické vlastnosti vyšetřovaného svalu patří mezi vnitřní kauzální výkony. Signál je ovlivněn počtem detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typem a průměrem svalových vláken, hloubkou a umístěním aktivních svalových vláken, množstvím tkáně mezi elektrodami, aktivními motorickými jednotkami a také prokrvením dané oblasti.

Pro snímání signálu povrchovou elektromyografií je nejvhodnější izometrická kontrakce, jelikož při ostatních typech kontrakce dochází k pohybu tkání a elektrod. Tento pohyb může vést ke změně prostorové interference signálu a také k detekci nových aktivních jednotek nebo naopak k odstranění detekce původních motorických jednotek (De Luca, 1993).

2.6.6 Artefakty

Nezanedbatelným problémem při povrchové elektromyografii je častý výskyt artefaktů. Artefaktem je možno rozumět všechny odchylky od základní klidové linie EMG, které nemají původ v elektrické aktivitě sledovaného svalu (Karas, Otáhal, 1991).

Existuje mnoho příčin jejich výskytu (Dufek, 1995):

- Elektrodový šum vzniká na kontaktu elektrody a gelu nebo gelu a kůže polarizací elektrody. Proto se elektrody vyrábí z interních kovů, tedy materiálů, které jen nepatrně polarizují (např. chlorid stříbrný – AgCl). Šum narůstá se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění tohoto šumu je nutno doplnit gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou epidermis.
- Zesilovačový šum je z různých složek zesilovače – mikrofonový z mechanických vibrací, z osciloskopu... Je vysokofrekvenční a projeví se ztluštěním bazální linie.

- Porucha uzemnění nastane při použití vadné či suché zemnicí elektrody nebo při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se střídavým síťovým proudem, objevují se pravidelné vlny o frekvenci 50 Hz.
- Pohybové artefakty jsou dané skluzem elektrody po povrchu kůže, vznikají buď na rozhraní gel - kov nebo gel - kůže. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. Otíráním vzniká na elektrodě elektrostatický náboj měnící podmínky snímání potenciálů.
- Pocení také mění impedanci na rozhraní kůže - gel. Projeví se nestálou bazální linií a četnými umělémi vlnami.

2.6.7 Zpracování elektromyografického signálu

Nejběžnější typ zpracování elektromyografického signálu je frekvenční filtrace. Frekvence nad 500 Hz jsou často eliminovány použitím tzv. low pass filtrů, frekvence pod 10-20 Hz jsou potlačeny tzv. high pass filtry. Frekvence jsou potlačeny tím více, čím je jejich odchylka vyšší. Frekvence mezi horním a dolním filtrem jsou naopak zesíleny maximálně. Zvláštním typem filtrů jsou tzv. notch filtry, které umožňují potlačit jen některou frekvenci. Použití mají někdy při odstraňování síťové frekvence 50 Hz rušící záznam, ale nevýhodou je současné potlačení odpovídající části spektra chtěného záznamu (Dufek, 1995).

U většiny pohybových analýz se používá elektromyografický signál, který je upraven pouze filtrováním. Základní potřebnou informací je doba, kdy se daný sval začne účastnit pohybu a kdy přestane být aktivní (Rash, 1995). Pro podrobnější zhodnocení pohybu lze elektromyografický signál kvantifikovat některým z následujících parametrů: efektivní hodnota signálu (rms), průměrná amplituda (po zpracování signálu rektifikací), plocha pod křivkou získaná integrací, vzdálenost maximálních vrcholů, průměrná frekvence, střední frekvence a další hodnoty získané frekvenční analýzou, celkový výkon elektromyografického signálu (Rodová et al., 2001).

3. CÍLE

Jednotlivé cíle diplomové práce :

1. Vyhledat a shromáždit literaturu ke zpracování, jak teoretické, tak i praktické části diplomové práce.
2. Provést polyelektromyografický záznam vybraných svalů, v předem definovaném nastavení akra HK dle vývojové kineziologie zpracované metodikou Brunkow, v různém úhlovém nastavení zápěstí HK (30°, 70° DF) a při působení síly o dané velikosti 40 N na kořen ruky v izometrické kontrakci v korigovaném sedu s oporou předloktí.
3. Vyhodnotit polyelektromyografické záznamy - zobrazit a porovnat intenzitu aktivace vybraných svalů na horní končetině a trupu v závislosti na úhlovém nastavení zápěstí a při působení síly o dané velikosti na kořen ruky při izometrické kontrakci.
4. Na základě zjištěných výsledků zvážit, zda by bylo možné některé poznatky získané touto experimentální studií využít v praxi při aplikaci této metodiky.

4. HYPOTÉZY

Na základě získaných teoretických vědomostí a praktických zkušeností s aplikací výše uvedené metodiky vyvozují tyto hypotézy:

Hypotéza č.1:

H1: Předpokládám, že se elektromyografická aktivita svalů rozšíří na svaly trupu i při nižším rozsahu dorzální flexe ruky než je rozsah maximální, a na základě toho dále předpokládám, že elektromyografická aktivita svalů patřících jak k dorzálnímu, tak i k ventrálnímu svalovému řetězci popisovaných R. Brunkow se bude v koaktivaci zvyšovat současně s větším rozsahem dorzální flexe ruky při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti pomyslnému odporu.

Tuto hypotézu vyvozují na základě tvrzení, že každému úhlovému nastavení příslušného segmentu odpovídá přesné zapojení lokalizované části svalu v rámci celého svalového řetězce tak, aby v konečném efektu vznikla dokonalá svalová souhra. Přesná souhra je geneticky zakódovaná ve zděděném pohybovém programu. Úhlová změna nastavení v iniciační fázi pohybu tak ovlivní prostřednictvím zřetězení navazujících svalových skupin přesnou lokalizaci aktivizace svalů (Vojta, 1995). Proprioceptivní systémy svalu vytváří vzájemné vazby mezi jednotlivými okolními i vzdálenými svaly, postupnou iradiací aktivity na podkladě informací z proprioceptorů a exteroceptorů (Véle, 1997).

Hypotéza č.2:

H2: Předpokládám, že se elektromyografická aktivita svalů angažujících se na stabilizaci ramenního pletence zvýší současně při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti reálnému odporu působícímu na kořen ruky, tedy ve zcela uzavřeném kinetickém řetězci.

Tato hypotéza vychází z tvrzení, že uzavřené kinetické řetězce prokazatelně více facilitují svalovou koordinaci všech angažovaných svalů a optimalizují jednotlivé kvality nervosvalové stabilizace ramenního kloubu (Enoka, 2002; Latash, 1993). V průběhu aktivace vzniká izometrická kontrakce, která se může zesilovat prostřednictvím dráždění a nasazením odporu proti vznikajícímu průběhu pohybu. Jde o časovou sumaci (Vojta, 1995).

5. METODIKA VÝZKUMU

5.1 Obecná charakteristika výzkumného plánu

Dosud není mnoho literárních pramenů, které by hodnotily principy metodiky R. Brunkow. Většina prací vychází z klinických, empirických pozorování.

K provedení této experimentální studie byla vybrána náhodná skupina probandů, studentů vysoké školy, UK FTVS. K výběru skupiny probandů posloužil stručný anamnestický dotazník a všichni byli též podrobeni klinickému vyšetření. Samotný výzkum spočíval v měření elektrických projevů svalové aktivity konkrétních vybraných svalů na horní končetině a v oblasti trupu použitím metody povrchové elektromyografie. Rozšíření pozornosti na charakter práce dolních končetin by již překročil rámec této experimentální studie.

Výchozí poloha pro měření byl vzpřímený sed u stolu. Sedící se opírá o abdukované dolní končetiny, kyčelní a kolenní klouby jsou flektovány v 90°, zatímco je udržena vertikální osa pata-bérec-koleno. Pánev se klopí mírně vpřed, takže je udržena přirozená lordóza v bederní oblasti. Hrudník je zvednutý a směřuje vpřed a vzhůru. Ramenní klouby jsou v mírné abdukci a vnitřní rotaci, loketní klouby v lehké flexi, předloktí leží na stole paralelně - individuálně lehce převyšující šíři ramen a ve středním postavení mezi abdukci a addukcí, v pronaci. Ruka je dorzálně extendována ve 30°/ 70°, palec a malíček abdukovány od příslušného základního kloubu. Všechny klouby prstů a palce mírně flektované, tak aby vytvářely kopulovitou klenbu. Pro optimální dosažení výchozí polohy ruky, bylo použito proprioceptivního a exteroceptivního dráždění (viz pomocné manuální techniky v kapitole metodika R. Brunkow). Poté následoval slovní pokyn „vzepřít se“. Tím, že dojde k vzepření v oblasti kořene ruky (punctum fixum), zesílí ještě dorzální extenze. Nastavení úhlu předloktí, lokte a ramene zůstane nezměněné, aby zahájená činnost svalů mohla pokračovat bez omezení proximálním směrem.

Pro lepší prezentaci výsledků byly rovněž zhotoveny digitální fotografie, a to během samotného měření, které uvádím v příloze č. 2.

5.1.1 Charakteristika probandů

Experimentu se zúčastnilo 8 osob, 6 žen a 2 muži. Věkové rozpětí se pohybovalo od 22 do 28 let. Všichni jsou studenti vysoké školy. Základní anamnestické údaje byly získány na základě vyplnění anamnestického dotazníku, další potřebné informace byly doplněny formou řízeného rozhovoru. Formulář, který byl použit v rámci anamnestického dotazníku, uvádím v příloze č. 1.

Dále byl u každého probanda proveden orientační kineziologický rozbor, který zahrnoval vyšetření aktivního a pasivního rozsahu pohyblivosti v kloubu ramenním, loketním a v zápěstí, vyšetření svalové síly, vyšetření zkrácených svalů a vyšetření stoje aspekci.

Vyšetřované osoby se účastnily studie dobrovolně a souhlasily s prezentováním výsledků v rámci diplomové práce.

5.1.2 Technické zázemí

Měření probíhalo ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS. Pro měření svalové aktivity jsem použila osmikanálový elektromyografický přístroj MyoSystem 1400A firmy Noraxon U.S.A., Inc. EMG signál byl analogově upraven filtrem typu Butterworth osmého řádu s pásmovou propustností 10 - 500 Hz. Záznam svalové aktivity byl snímán pomocí 8 bipolárních elektrod, kde je signál detekován dvěma aktivními elektrodami a zemnicí elektrodou. Jako zobrazovací a registrační zařízení byl použit notebook vybavený softwarem MyoResearch firmy Noraxon. Při zpracování záznamu software pracuje s rozdílem potenciálů přiváděných z aktivních elektrod. Rozdíl byl zesílen v zesilovači. Touto diferenciální metodou jsou z dalšího zpracování vyloučeny výkyvy potenciálů současně snímané na obou elektrodách, které mají artificiální původ.

Pro přesné dávkování odporu na kořen ruky byl speciálně pro tento experiment zkonstruován přístroj, viz příloha č.3. Který pracuje na principu vratné deformace tlačné pružiny.

K dispozici byl také digitální fotoaparát Canon Power Shot A620 kompak (7.1 Mpix) pro zhotovení fotografií během experimentu.

5.2 Průběh jednotlivých akcí experimentu

5.2.1 Klinické vyšetření probandů

Nejprve byl všem probandům předložen anamnestický dotazník, doplňující informace byly získány na základě řízeného rozhovoru. Všechny získané anamnestické údaje jsou uvedeny níže. Můžeme je shrnout takto: experimentální skupinu tvoří mladí, zdraví jedinci, kteří se věnovali či věnují sportovním aktivitám v různé míře. Jeden z nich provozuje v současnosti vrcholovou formu sportu, jeden ukončil vrcholovou formu sportu před 4 roky, dva sportují aktivně a čtyři sportují pouze rekreačně. Jejich zdravotní stav je v současné době dobrý, bolesti pohybového aparátu se ve 2 případech vůbec nevyskytují, u ostatních mají dočasný charakter a vyžádali si pouze ambulantní léčbu. Prodělaná onemocnění a úrazy nezanechaly u žádného z nich trvalé následky. Tento soubor splňuje podmínky homogenity z hlediska věku i zdravotního stavu.

Poté bylo provedeno klinické vyšetření, které jsem považovala za relevantní pro dokazování hypotéz. Zvolila jsem vyšetření stoje aspekci, které bylo prováděno podle běžně užívaného klinického vyšetření ve fyzioterapii dle Lewita (Lewit, 2003). Dle Jandy (Janda, 1998) byla vyšetřena svalová síla vybraných svalů a byly otestovány svaly s tendencí ke zkrácení. Dále byly vyšetřeny rozsahy aktivních a pasivních pohybů, které byly změřeny goniometrem, a to dle metodiky Haladové, Nechvátalové (Haladová, Nechvátalová, 1997). Veškeré vyšetření bylo prováděno vždy oboustranně.

5.2.2 Povrchové elektromyografické vyšetření

Umístění elektrod

Byly použity samolepící elektrody o průměru 10 mm (snímací plocha o průměru 38 mm), které byly umístěny na důkladně očištěnou kůži do míst nad svalovým bříškem vybraných svalů.

Testovanými svaly, ze kterých byla snímána elektrická aktivita byly m. extenzor digitorum dx., m. biceps brachii dx., m. triceps brachii dx., m. pectoralis major dx., m. tarpezius pars superior dx., m. trapezius pars inferior dx., m. erector spinae sin. v lumbální oblasti a m. obliquus abdominis externus sin.

Zemní elektroda byla umístěna v oblasti nad spina iliaca anterior superior vpravo. Tyto svaly byly vybrány pro své povrchové uložení, tak aby byly přístupné pro snímání svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie. Taktéž tyto svaly hrají důležitou roli ve svalových řetězcích popisovaných R. Brunkow.

- *m. extensor digitorum dx.* – elektrody byly umístěny na dorzální straně předloktí v jeho proximální třetině, uprostřed mezi ulnou a radiem

- *m. biceps brachii dx.* – elektrody byly umístěny do středu vzdálenosti loketní jamky a tuberculum supraglenoidale

- *m. triceps brachii dx.* – elektrody byly umístěny na vzdálenost 4 prstů od axilární rýhy při abdukované paži do 90°

- *m. pectoralis major dx.* – elektrody byly umístěny uprostřed délky průběhu svalu pars sternocostalis, přibližně 10 cm od laterálního okraje sternu

- *m. trapezius pars superior* – elektrody byly umístěny ve střední vzdálenosti mezi akromionem a processus spinosus čtvrtého krčního obratle

- *m. trapezius pars inferior dx.* – elektrody byly umístěny přibližně 2 cm vpravo od příslušného procesu spinosu, který je na spojnici páteře a dolního úhlu lopatky

- *m. erector spinae sin. (lumbální část)* – elektrody byly umístěny přibližně 2 cm laterálně vlevo od processus spinosus třetího bederního obratle

- *m. obliquus abdominis externus sin.* – elektrody byly umístěny pod úrovní 12. žebra, na úrovni pupku, ve vzdálenosti 12 cm laterálně od pupku.

Průběh měření

Výchozí pozice, ve které bylo měření prováděno, byl vzpřímený sed u stolu (viz obecná charakteristika výzkumného plánu). U každé vyšetřované osoby byla provedena 3 měření, a to v těchto polohách:

- poloha č.1: při nastavení 30° dorzální flexe v zápěstí
- poloha č.2: při nastavení 70° dorzální flexe v zápěstí
- poloha č.3: při nastavení 70° dorzální flexe v zápěstí a současném působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky.

Úhlové nastavení akra (70° dorzální flexe v zápěstí) pro měření bylo zvoleno na základě klinického vyšetření, kdy nejnižší hodnota maximálního aktivního rozsahu v zápěstí do extenze u jednoho probanda byla právě 70°, ostatní probandi dosahovali vyššího rozsahu aktivního pohybu v zápěstí do dorzální flexe. Nastavení 30° dorzální flexe v zápěstí pro měření pak byla zvolena zhruba polovina maximálního aktivního rozsahu v zápěstí do dorzální flexe všech probandů. Velikost odporu kladeného na kořen ruky byl zvolen tak, aby každý z probandů po dobu měření byl schopen udržet konstantní tlak a současně centrované postavení jednotlivých segmentů horní končetiny.

U každého probanda byl naměřen 20 sekundový záznam výdrže v izometrické kontrakci v každé výše uvedené poloze. Pro kontrolu kloubního rozsahu v zápěstí sloužily speciálně zkonstruované stacionární goniometry, které byly umístěny na laterální straně zápěstí obou horních končetin. Pro přesné dávkování odporu na kořen ruky byl speciálně pro tento experiment zkonstruován přístroj viz příloha č. 3. Který pracuje na principu vratné deformace tlačné pružiny. Mezi jednotlivými měřeními byla provedena vždy pauza po dobu 2 minut, abychom minimalizovali svalovou únavu.

5.2.3 Zhotovení digitálních fotografií

Pro lepší prezentaci byla pořízena fotodokumentace během samotného měření povrchovou elektromyografií. Příklad fotografické dokumentace během experimentu uvádím v příloze č. 2. Pro zhotovení digitálních fotografií jsem použila digitální fotoaparát Canon Power Shot A620 kompakt (7.1 Mpix).

5.2.4 Zpracování záznamu

Naměřené EMG záznamy byly prohlíženy v programu MyoResearch. Výstupem experimentu byly tedy tři 20 sekundové záznamy každého probanda. Z jednotlivých záznamů bylo odstraněno prvních 5 sekund a posledních 5 sekund, a to pro případ, že nebyl zachycen počátek elektrické aktivity svalů v prvních sekundách měření a také z důvodu eliminace možné svalové únavy v závěru měření. Dále byly EMG záznamy zpracovány funkcí Standard Report, čímž byla získána hodnota integrálu elektrické aktivity, která vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu analyzovaného úseku. Jednotkou integrálu elektrické aktivity je μVs (mikrovoltsekunda). Získané hodnoty integrálů elektrické aktivity jednotlivých svalů byly exportovány do programu MS Excel a pro přehledné porovnání znázorněny ve sloupcových prostorových a spojnicových grafech.

5.3 Jednotlivé výsledky experimentu

Níže uvádím získaná anamnestická data každého z probandů, která byla získaná na základě vyplnění anamnestického dotazníku, další potřebné informace byly doplněny formou řízeného rozhovoru. Dále uvádím v tabulkách č. 1-4 výsledky klinického vyšetření, a to vyšetření stoje aspekci, svalové síly vybraných svalů, vyšetření svalů s tendencí ke zkrácení a rozsahy kloubní pohyblivosti, které byly změřeny goniometrem. Veškeré vyšetření bylo prováděno vždy oboustranně.

5.3.1 Anamnestický dotazník

Proband č. 1:

- *iniciály probanda:* M. R.
- *pohlaví:* ženské
- *rok narození:* 1982
- *tělesná výška:* 169 cm
- *tělesná hmotnost:* 60 kg
- *lateralita:* dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy:* propíchnutý bérec z ventrální strany v dětství – 2 jizvy, dobře zhojené, nebolestivé
- *operace:* 0
- *jiná onemocnění:* 0
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu:* dobrý, bez bolestí
- *alergie:* 0
- *užívané léky:* hormonální antikoncepce
- *pracovní a sociální anamnéza:* svobodná, studentka VŠ, bydlí na vysokoškolských kolejích, 1 x měsíčně dojíždí domů, kde bydlí v rodinném domku, brigádně pracuje v Parapleti, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity:* rekreačně pouze badminton a plavání

Proband č. 2:

- *iniciály probanda:* K. K.
- *pohlaví:* ženské
- *rok narození:* 1983
- *tělesná výška:* 170 cm
- *tělesná hmotnost:* 58 kg
- *lateralita:* dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy:* únor 2005 pád na lyžích, podvrtnutí rotátorové manžety LHK, nyní již bez obtíží
- *operace:* 0
- *jiná onemocnění:* 0
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu:* občasné bolesti obou kolenních kloubů a levého kyčelního kloubu (pouze při zátěži, v klidu neg.)
- *alergie:* 0
- *užívané léky:* hormonální antikoncepce
- *pracovní a sociální anamnéza:* svobodná, studentka VŠ, bydlí v bytě s rodiči, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity:* v dětství balet, nyní aktivně atletika (běh 400 m překážek, 800 m), 3x týdně trénink, rekreačně sjezdové lyžování

Proband č. 3:

- *iniciály probanda:* M. H.
- *pohlaví:* ženské
- *rok narození:* 1980
- *tělesná výška:* 159 cm
- *tělesná hmotnost:* 50 kg
- *lateralita:* dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy:* v r. 1990 – řezná rána přes II. a III. prst LHK – přejety bruslemi, bez následků
- *operace:* v r. 1988 operace tříselné kýly vlevo
- *jiná onemocnění:* v r. 1986 zánět mozkových blan, bez následků

- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu:* od r. 1990 dodnes občasné bolesti obou kolenních kloubů, spíše na mediální straně, ortopedický nález poukazuje na instabilní kolaterální vazy
- *alergie:* mírná alergie na sluneční záření, bez medikamentů
- *užívané léky:* hormonální antikoncepce
- *pracovní a sociální anamnéza:* svobodná, studentka VŠ, bydlí v bytě bez výtahu, 2. patro, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity:* od 4 do 20 let závodně sjezdové lyžování, od 15 do 21 let vrcholově fitness aerobic

Proband č. 4:

- *iniciály probanda:* I. P.
- *pohlaví:* mužské
- *rok narození:* 1978
- *tělesná výška:* 180 cm
- *tělesná hmotnost:* 73 kg
- *lateralita:* dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy:* v r. 1995 - fraktura LHK - odštípnutý processus styloideus ulnae; v r. 1997 vykloubený palec PHK v MCP kloubu; v r. 1999 těžký výron vnějšího kotníku PDK; v r. 2000 a 2001 opakovaný výron vnějšího kotníku PDK
- *operace:* v r. 1990 - operace tříselné kýly vpravo
- *jiná onemocnění:* v r. 2000 pyelonefritida
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu:* bolest bederní páteře /bez propagace do jiných míst/ zejména při delším stání, úlevová poloha v sedě opřením se o kolena, zhoršuje se vždy v zimním období; v zimní tréninkové přípravě také občas bolest krční páteře s iritací do hlavy - zátylku, poprvé se objevila asi před 3 roky, časté blokády krční páteře, hlavně po delší jízdě /řízení/ autem
- *alergie:* 0
- *užívané léky:* trvale neg., při bolesti Ibalgin
- *pracovní a sociální anamnéza:* svobodný, student VŠ, bydlí v bytě, sociální zajištění dobré

- *dřívější a současné sportovní aktivity*: od 5 do 13 let hrál závodně hokej, od 12 let do současnosti vrcholově kanoistika - kajak na divoké vodě, tréninky každý den, 2x týdně posilovna, běh, rekreačně sjezdové lyžování a běžky

Proband č. 5:

- *iniciály probanda*: J. CH.
- *pohlaví*: ženské
- *rok narození*: 1980
- *tělesná výška*: 165 cm
- *tělesná hmotnost*: 62 kg
- *lateralita*: dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy*: ve 12 letech komoce mozku
- *operace*: v 15 letech appendektomie (laparoskopicky)
- *jiná onemocnění*: nyní opakované záněty močových cest
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu*: občasné bolesti v oblasti krční páteře a občasné bolesti bederní páteře, zejména po zátěži
- *alergie*: 0
- *užívané léky*: hormonální antikoncepce
- *pracovní a sociální anamnéza*: svobodná, studentka VŠ, bydlí na vysokoškolských kolejích, na víkendy jezdí pravidelně domů, kde bydlí v rodinném domku s rodiči, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity*: pouze rekreačně turistika, aerobic, spinning

Proband č. 6:

- *iniciály probanda*: J. V.
- *pohlaví*: ženské
- *rok narození*: 1979
- *tělesná výška*: 162 cm
- *tělesná hmotnost*: 56 kg
- *lateralita*: dominantní pravá horní končetina

- *prodělané úrazy*: v r. 1987 fraktura IV. metacarpu LHK, pád na kostrč v dětství, opakované distorze hlezna PDK v letech 1997-2003
- *operace*: v r. 1997 appendektomie (laparoskopicky)
- *jiná onemocnění*: hypofunkce štítné žlázy, sledována od r. 2002
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu*: po statické zátěži (práce na PC apod.) bolest při dolním úponu m. levator scapulae dx.
- *alergie*: 0
- *užívané léky*: Letrox 100
- *pracovní a sociální anamnéza*: svobodná, studentka VŠ, částečný úvazek na RHB – převážně masáže, bydlí v bytě s výtahem, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity*: v dětství aktivně sportovní gymnastika a atletika (vrh koulí, skok daleký, sprint), nyní volejbal, občas squash, kopaná

Proband č. 7:

- *iniciály probanda*: J. C.
- *pohlaví*: ženské
- *rok narození*: 1983
- *tělesná výška*: 169 cm
- *tělesná hmotnost*: 80 kg
- *lateralita*: dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy*: 0
- *operace*: 0
- *jiná onemocnění*: 0
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu*: časté bolesti v oblasti hrudní páteře, pod pravou lopatkou, občasná bolest bederní páteře
- *alergie*: 0
- *užívané léky*: hormonální antikoncepce
- *pracovní a sociální anamnéza*: svobodná, studentka VŠ, bydlí s rodiči v bytě s výtahem, občasné brigády – masáže, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity*: rekreačně plavání a aerobic

Proband č. 8:

- *iniciály probanda:* P. M.
- *pohlaví:* mužské
- *rok narození:* 1979
- *tělesná výška:* 170 cm
- *tělesná hmotnost:* 65 kg
- *lateralita:* dominantní pravá horní končetina
- *prodělané úrazy:* v r. 1992 fraktura MP kl. V. prstce PHK při práci na zahradě, léčeno klasicky bez následné RHB, nyní bez obtíží
- *operace:* 0
- *jiná onemocnění:* v dětství časté tonzilitidy, v r. 1989 hospitalizován (14 dní) pro akutní břišní příhodu neznámé etiologie se spontánní úpravou stavu (bez medikace), nyní bez obtíží
 - v r. 1991 bolesti kolenních kloubů bilat. s giving way fenoménem (podlamování), zejména po ránu → obtíže se vracely každoročně pouze v období kolem jara, kdy vrcholila hokejová sezóna (zřejmě dáno vysokou fyzickou zátěží), specifickou léčbu nepodstoupil
 - v r. 1995 - hospitalizován (4 dny) pro klíšťovou meningitis, léčen i.v. ATB, poté půl roku klid na lůžku bez fyzické a psychické zátěže včetně čtení, dívání se na televizi apod.
- *současný zdravotní stav včetně bolestí pohybového aparátu:* občasné bolesti v oblasti bederní páteře, zejména při zvýšené fyzické námaze
- *alergie:* 0
- *užívané léky:* 0
- *pracovní a sociální anamnéza:* svobodný, student VŠ, žije na vysokoškolských kolejích, domů dojíždí 1x za 14 dní, kde bydlí s rodiči v bytě s výtahem, sociální zajištění dobré
- *dřívější a současné sportovní aktivity:*
 - 1985 – 1995 - závodně lední hokej, trénink 5x/týden + 2x/týden zápasy,
 - 1995 – 2001 - sportovní gymnastika, trénink 2x/týden po dobu 1,5 hodiny
 - 1995 – 2001 - karate, tréninky každodenně po dobu 1 hodiny
 - od r. 2002 - boldering, minimálně 3x/týden po dobu 1,5 hodiny, posilování na přístrojích, 1x/týden, 45 minut, ricochet příležitostně

5.3.2 Klinické vyšetření

Vyšetření stoje aspekci

Zvolila jsem vyšetření stoje aspekci, které bylo prováděno podle běžně užívaného klinického vyšetření ve fyzioterapii dle Lewita (Lewit, 2003). Ve frontální rovině bylo hodnoceno postavení hlavy, ramen, klíčních kostí, lopatek, křivka páteře, postavení pupku, hodnocení taile, symetrie gluteálních rýh a postavení kolenních kloubů. V rovině sagitální bylo hodnoceno postavení hlavy, ramen, křivka páteře a hodnocení klenby nožní. Dále bylo vyšetřeno postavení pánve. Výsledky vyšetření jsou shrnuty v tabulce č.1.

Vysvětlivky k tab. č. 1:

➤ hodnocení trupu ve frontální rovině:

- postavení hlavy: úklon vpravo (úP), úklon vlevo (úL)
- postavení ramen: pravé rameno výše (↑P), levé rameno výše (↑L)
- postavení klavikul: pravá klavikula výše (↑P), levá klavikula výše (↑L)
- postavení lopatek: - dolní úhel pravé lopatky výše (↑P), dolní úhel levé lopatky výše (↑L)
 - mediální okraj pravé lopatky dále od páteře (→P), mediální okraj levé lopatky dále od páteře (→L)
 - scapula alata přítomna vpravo (+P), přítomna vlevo (+L), přítomna bilaterálně (+bilat.)
- hodnocení vybočení páteře ve frontální rovině ve smyslu skoliotického zakřivení páteře – sinistrokonvexní s maximem v oblasti dolní Thp (s↓Thp)
- postavení pupku: deviace pupku vpravo (→P), deviace pupku vlevo (→L)
- hodnocení taile: hlubší taile vpravo (↑P) , hlubší taile vlevo (↑L)
- symetrie subgluteálních rýh: pravá subgluteální rýha níže (↓P), levá subgluteální rýha níže (↓L)
- rekurvace kolenních kloubů: přítomna bilaterálně (+bilat.)

➤ hodnocení trupu v rovině sagitální:

- postavení hlavy: přítomno předsunuté držení (+), výrazný předsun hlavy (++)
- postavení ramen: přítomna protrakce (+), výrazná protiakce (++)
- hodnocení křivky páteře: zvýraznění křivek (+), vyhlazení/oploštění dané křivky (-)
- hodnocení klenby nožní: příčné/podélné plochonoží: přítomno vpravo (+P), přítomno vlevo (+L), přítomna bilaterálně (+bilat.)
- hodnocení postavení pánve:
 - přítomna anteverze pánve: (+A)
 - hodnocení zešikmení pánve: zešikmení pánve vpravo níž (↓P), zešikmení pánve vlevo níže (↓L)

Tab.č.1: Výsledky vyšetření stoje aspektů u každého z vyšetřovaných probandů.

STOJ		PROBAND							
		č.1	č.2	č.3	č.4	č.5	č.6	č.7	č.8
Frontální rovina									
pohled zezadu	postavení hlavy	úP	úP			úP			
	postavení ramen	↓P	↓P	↓P		↓P	↑P		↑P
	postavení lopatek - výška	↓P	↓P	↓P		↓P	↑P		↑P
	postavení lopatek – vzdálenost od páteře	→P				→L			
	scapula alata								
	skoliotické zakřivení								s↓Thp
	subgluteální rýhy	↓P		↓P		↓L	↓P		
pohled zepředu	postavení klavikul			↓P					
	postavení pupku		→P				→L		
	taile			↑P			↑L		↑P
	postavení kolenních kl. - rekurvace				+bilat.				
Sagitální rovina									
	postavení hlavy	+				++			
	postavení ramen	++				++		+	
	křivka Cp	+				+			
	křivka Thp			-				-	-
	křivka Lp	+	-	-		+	-		+
	příčná klenba		+bilat.	+bilat.	+bilat.	+bilat.	+bilat.	+bilat.	
	podélná klenba		+L		+bilat.	+bilat.		+bilat.	
postavení pánve	ante-retroverze	+A				+A			+A
	zešikmení			↓P		↓L			↓P
	rotace								
	nutace								

Vyšetření svalové síly

Hodnocení svalové síly bylo prováděno dle Jandova funkčního svalového testu (Janda, 1998). Byla vyšetřena svalová síla m. trapezius pars superior, medialis, inferior, m. serratus anterior, m. coracobrachialis, m. deltoideus, m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor carpi ulnaris, m. flexor carpi radialis, m. extenzor carpi ulnaris, m. extenzor carpi radialis longus et brevis, m. extenzor digitorum, m. abduktor digiti minimi, m. abduktor pollicis longus et brevis, m. sternocleidomastoideus, m. obliquus abdominis externus, m. obliquus abdominis internus a m. quadratus lumborum. Svalová síla byla hodnocena standardně v šesti stupních a pro svaly s přechodnou hodnotou ještě upřesňována pomocí znamének + (plus) a – (mínus).

- St. 5 : odpovídá 100% normálu, sval je schopen překonat při plném rozsahu pohybu značný vnější odpor
- St. 4 : odpovídá přibližně 75% síly normálního svalu, sval je schopen překonat při plném rozsahu pohybu středně velký vnější odpor
- St. 3 : vyjadřuje asi 50% síly normálního svalu, sval dokáže vykonat pohyb v celém rozsahu s překonáním zemské tíže
- St. 2 : určuje asi 25% síly normálního svalu, sval je schopný vykonat pohyb v celém rozsahu, ale s vyloučením zemské tíže
- St. 1 : vyjadřuje zachování přibližně 10% svalové síly, při pokusu o pohyb je patrný pouze záškub svalu
- St. 0 : při pokusu o pohyb sval nejeví nejmenší známku stahu

Výsledky vyšetření jsou shrnuty v tabulce č. 2.

Tab.č.2: Výsledky vyšetření svalové síly u každého z vyšetřovaných probandů.

	SVAL		strana	PROBAND							
				č.1	č.2	č.3	č.4	č.5	č.6	č.7	č.8
lopatka	ADD	m. trapezius střední vlákna	P	5	5	5	5	5	5	4+	5
			L	5	5	5	5	5	5	4+	5
	kaudální posun a ADD	m. trapezius dolní vlákna	P	5	4	5	5	4	4+	4	5
			L	5	4	5	5	4	4+	4	5
elevace	m. trapezius horní vlákna	P	5	5	5	5	5	5	5	5	
		L	5	5	5	5	5	5	5	5	
rameno	ADD s rotací	m. serratus anterior	P	5	5	5	5	4+	5	4	5
			L	4+	5	5	5	4	4+	4	5
	F	m. coracobrachialis	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	ABD	m. deltoideus	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	E	m. latissimus dorsi	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
ADD s F	m. pectoralis major	P	5	5	5	5	5	5	5	5	
		L	5	5	5	5	5	5	5	5	
loket	F	m. biceps brachii	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	E	m. triceps brachii	P	5	5	5	5	4+	5	4+	5
			L	5	5	5	5	4+	5	4	5
zápěstí	F s ADD	m. flexor carpi ulnaris	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	F s ABD	m. flexor carpi radialis	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	E s ADD	m. extenzor carpi ulnaris	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
	E s ABD	m. ext.carpi rad. long.et brev.	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
vr kl.	E	m. extenzor digitorum	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
mal k	ABD	m. abduktor dig.minimi	P	5	5	5	5	5	5	5	5
			L	5	5	5	5	5	5	5	5
palec	ABD	m. abduktor pollicis longus et brevis		5	5	5	5	5	5	5	5
			P	5	5	5	5	5	5	5	5
krk	F	m. sternocleidomastoideus	L	5	5	5	5	5	5	5	5
			P	4+	5	4+	5	4	5	4+	5
trup	F s R	m. obliquus ext.abd.	P	4	4+	4+	5	3+	4+	3+	5
			L	4	4+	4+	5	3+	4+	3+	5
	F s R	m. obliquus int.abd.	P	4	4+	4+	5	3+	4+	3+	5
			L	4	4+	4+	5	3+	4+	3+	5
pali ev	elevace	m. quadratus lumb.	P	5	5	5	5	4+	5	5	5
			L	5	5	5	5	4	5	5	5

Vyšetření zkrácených svalů

Testování zkrácených svalů bylo provedeno dle Jandy (Janda, 1998). Vyšetřovány byly svaly s predispozicí ke zkracování, které by mohly mít vliv na prováděný experiment. Vyšetřeny byly m. trapezius pars superior, m. pectoralis major část sternální dolní, střední a horní, m. levator scapulae a m. sternocleidomastoideus.

Hodnocení bylo prováděno subjektivně, zaznamenáváno standardně ve 3 stupních:

St. 0 : nejde o zkrácení

St. 1 : malé zkrácení

St. 2 : velké zkrácení

Výsledky vyšetření jsou shrnuty v tabulce č.3 .

Tab.č.3: Výsledky vyšetření zkrácených svalů u každého z vyšetřovaných probandů.

SVÁL	strana	PROBAND							
		č.1	č.2	č.3	č.4	č.5	č.6	č.7	č.8
m. trapezius horní vlákna	P	1	0	0	1	1	0	1	0
	L	1	0	0	1	1	0	0	0
m. pectoralis major část sternální dolní	P	0	0	0	0	0	0	1	0
	L	0	1	0	0	0	0	1	0
m. pectoralis major část sternální střední a horní	P	1	0	0	0	1	0	0	0
	L	1	1	0	0	1	0	0	0
m. pectoralis major část klavikulární a m. pectoralis minor	P	0	0	0	1	0	0	0	0
	L	0	0	0	1	0	0	0	0
m. levator scapulae	P	1	1	0	0	1	1	1	0
	L	0	1	0	0	1	1	0	1
m. sternocleidomastoideus	P	1	0	1	0	1	0	0	0
	L	1	0	1	0	1	0	0	0

Vyšetření rozsahů kloubní pohyblivosti

Byly vyšetřeny rozsahy aktivních a pasivních pohybů, které byly změřeny goniometrem. Vyšetření bylo provedeno v zápěstí a loketním kloubu do flexe a extenze a v ramenním kloubu do flexe, extenze, abdukce, zevní a vnitřní rotace, a to dle metodiky Haladové, Nechvátalové (Haladová, Nechvátalová, 1997). Výsledky vyšetření jsou shrnuty v tabulce č. 4.

Tab.č.4: Výsledky vyšetření rozsahu kloubní pohyblivosti všech vyšetřovaných probandů.

	POHYB	HKK	pohyb	PROBAND								
				č.1	č.2	č.3	č.4	č.5	č.6	č.7	č.8	
RAMENNÍ KLOUB	FLEXE	PHK	AP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°
			PP	90°	90°	90°	95°	90°	90°	90°	90°	90°
		LHK	AP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°
			PP	90°	90°	90°	95°	90°	90°	90°	90°	90°
	EXTENZE	PHK	AP	20°	20°	20°	30°	20°	20°	20°	20°	25°
			PP	20°	20°	20°	30°	20°	25°	20°	30°	
		LHK	AP	20°	20°	20°	30°	20°	20°	20°	20°	
			PP	20°	20°	20°	30°	20°	25°	20°	30°	
	ABDUKCE	PHK	AP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	
			PP	90°	90°	90°	95°	90°	90°	90°	95°	
		LHK	AP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	
			PP	90°	90°	90°	95°	90°	90°	90°	90°	
	ZEVNÍ ROTACE	PHK	AP	90°	90°	90°	90°	85°	90°	90°	85°	
			PP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	
		LHK	AP	90°	75°	90°	90°	80°	85°	85°	80°	
			PP	90°	80°	90°	90°	85°	90°	90°	85°	
	VNITŘNÍ ROTACE	PHK	AP	80°	80°	65°	90°	80°	90°	80°	80°	
			PP	85°	90°	70°	90°	85°	95°	85°	90°	
		LHK	AP	85°	85°	70°	90°	85°	90°	75°	85°	
			PP	90°	90°	80°	90°	90°	95°	80°	90°	
LOKETNÍ KLOUB	FLEXE	PHK	AP	140°	145°	140°	150°	145°	140°	150°	150°	
			PP	150°	150°	145°	155°	150°	145°	155°	155°	
		LHK	AP	135°	140°	140°	150°	145°	140°	145°	145°	
			PP	150°	150°	145°	155°	150°	140°	150°	150°	
	EXTENZE	PHK	AP	-10°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	
			PP	-10°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	
		LHK	AP	-15°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	
			PP	-15°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	
ZÁPĚSTÍ	FLEXE	PHK	AP	90°	85°	90°	85°	80°	85°	80°	80°	
			PP	90°	90°	94°	90°	90°	90°	90°	85°	
		LHK	AP	80°	85°	90°	85°	85°	85°	80°	80°	
			PP	90°	90°	90°	90°	90°	90°	90°	85°	
	EXTENZE	PHK	AP	75°	80°	70°	75°	75°	80°	80°	75°	
			PP	80°	85°	75°	80°	80°	90°	80°	80°	
		LHK	AP	75°	75°	75°	75°	75°	80°	80°	75°	
			PP	85°	80°	80°	80°	80°	85°	85°	75°	

5.3.3 Zpracované EMG záznamy

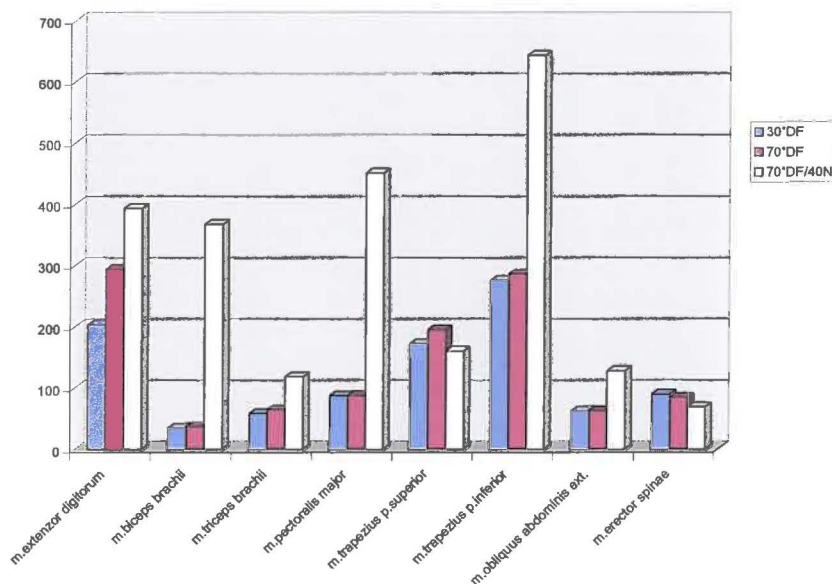
V tab.č.5 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.1**.

Tab. č.5: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.1.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	203,71	293,93	393,4
m.biceps brachii	35	36,65	367,43
m.triceps brachii	57,66	63,98	118,61
m.pectoralis major	86,9	87,28	451,18
m.trapezius p.superior	172,72	194,8	160,51
m.trapezius p.inferior	275,97	285,34	642,86
m.obliquus abdominis ext.	62,4	61,76	128,29
m.erector spinae	90,23	84,56	69,5

V grafu.č.1 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.1**.

Graf.č.1: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.1.



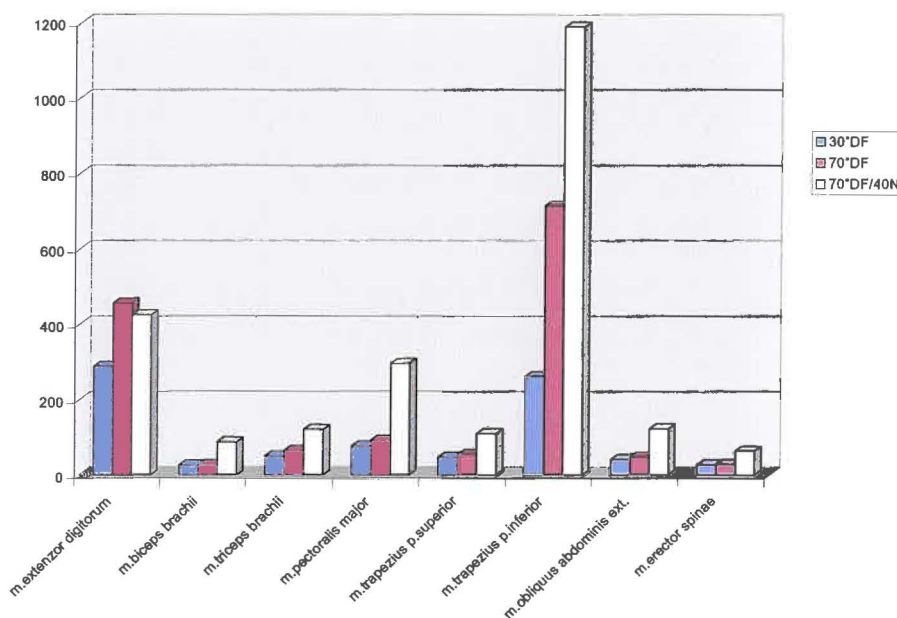
V tab.č.6 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.2**.

Tab.č.6: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.2.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	288,67	456,95	426,05
m.biceps brachii	25,94	26,33	87,77
m.triceps brachii	49,94	64,66	120,64
m.pectoralis major	76,72	91,82	296,76
m.trapezius p.superior	47,69	54,85	110,49
m.trapezius p.inferior	261,4	713,65	1189,48
m.obliquus abdominis ext.	41,67	47,89	123,29
m.erector spinae	27,52	29,51	64,74

V grafu.č.2 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.2**.

Graf.č.2: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.2.



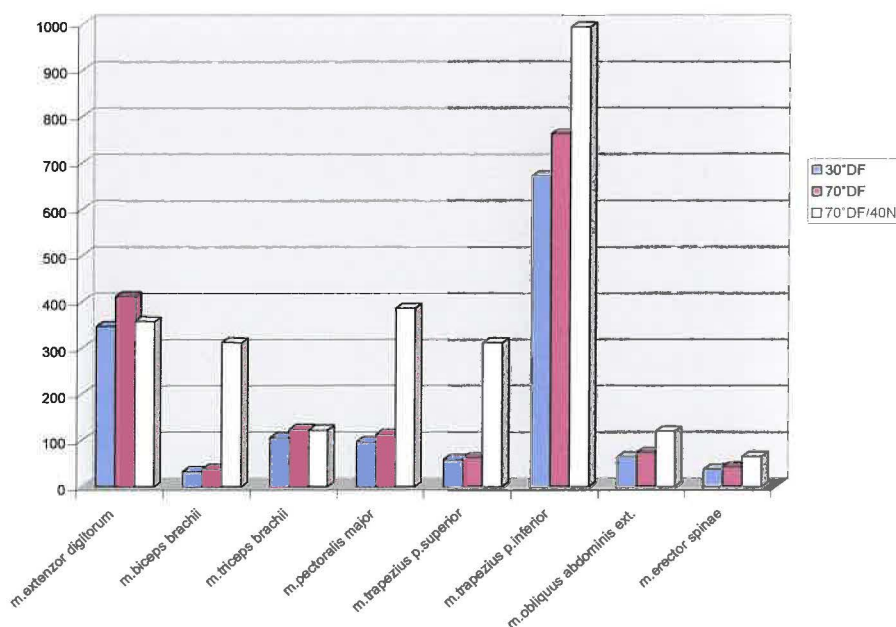
V tab.č.7 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.3**.

Tab.č.7: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.3.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	346,51	410,91	357,36
m.biceps brachii	32,52	38,23	311,5
m.triceps brachii	105,26	123,76	122,34
m.pectoralis major	96,88	112,64	386,67
m.trapezius p.superior	58,68	62,29	311,98
m.trapezius p.inferior	671,99	761,69	992,69
m.obliquus abdominis ext.	64,76	73,51	120,29
m.erector spinae	37,74	42,57	65,73

V grafu.č.3 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.3**.

Graf.č.3: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.3.



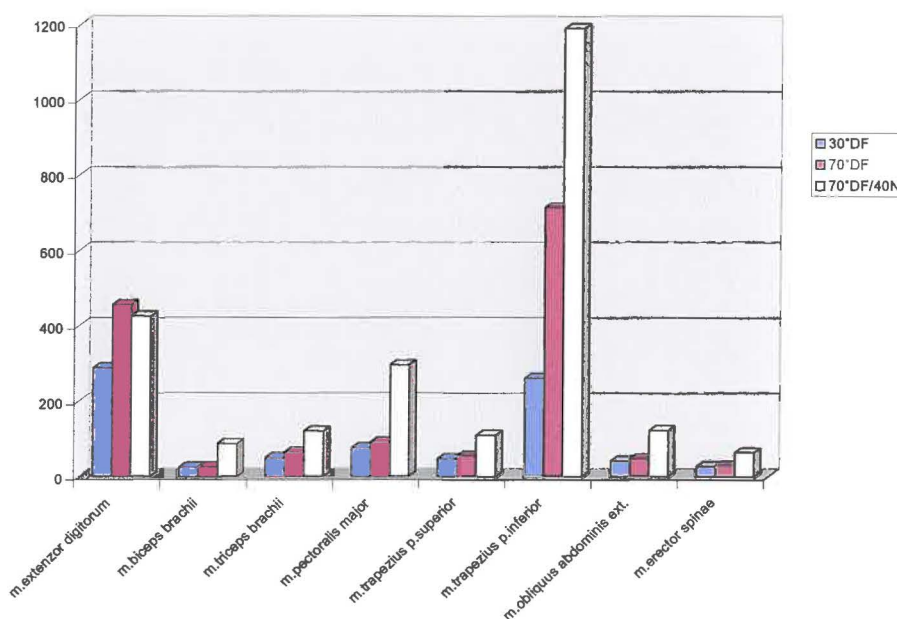
V tab.č.6 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.2**.

Tab.č.6: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.2.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	288,67	456,95	426,05
m.biceps brachii	25,94	26,33	87,77
m.triceps brachii	49,94	64,66	120,64
m.pectoralis major	76,72	91,82	296,76
m.trapezius p.superior	47,69	54,85	110,49
m.trapezius p.inferior	261,4	713,65	1189,48
m.obliquus abdominis ext.	41,67	47,89	123,29
m.erector spinae	27,52	29,51	64,74

V grafu.č.2 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.2**.

Graf.č.2: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.2.



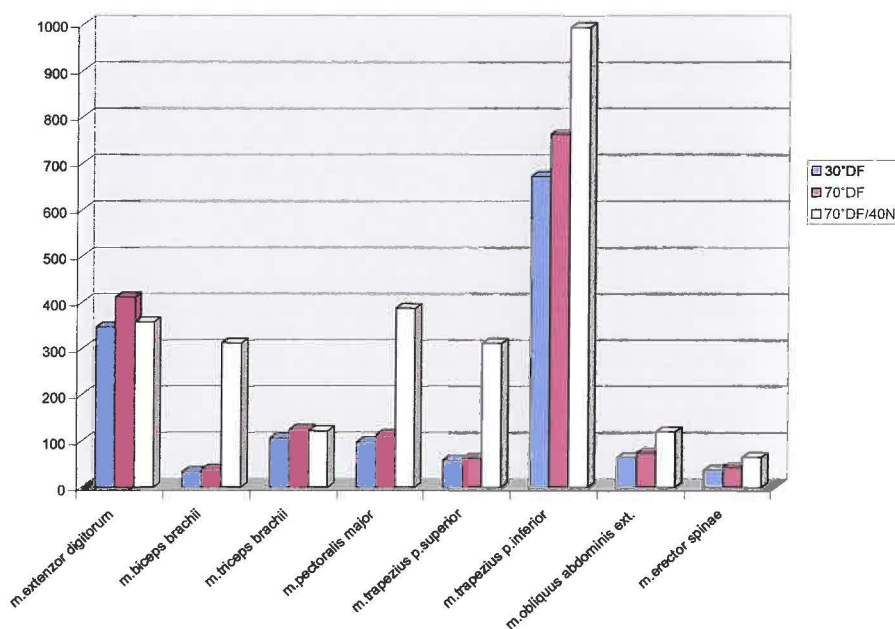
V tab.č.7 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.3**.

Tab.č.7: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.3.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	346,51	410,91	357,36
m.biceps brachii	32,52	38,23	311,5
m.triceps brachii	105,26	123,76	122,34
m.pectoralis major	96,88	112,64	386,67
m.trapezius p.superior	58,68	62,29	311,98
m.trapezius p.inferior	671,99	761,69	992,69
m.obliquus abdominis ext.	64,76	73,51	120,29
m.erector spinae	37,74	42,57	65,73

V grafu.č.3 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.3**.

Graf.č.3: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.3.



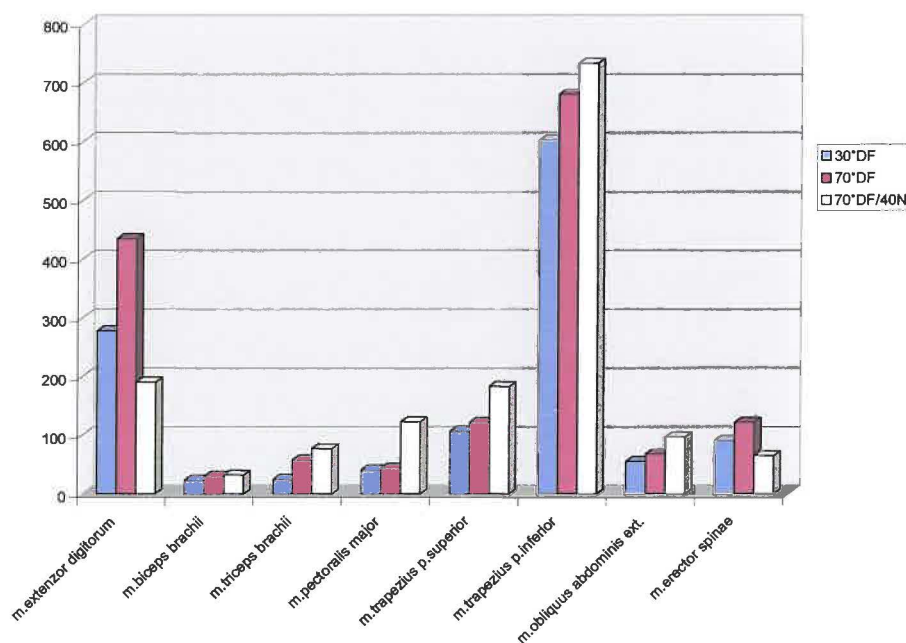
V tab.č.8 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.4**.

Tab.č.8: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.4.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	277,73	434,77	190,64
m.biceps brachii	23,13	29,9	32,32
m.triceps brachii	23,95	57,46	77,49
m.pectoralis major	40,54	43,6	123,32
m.trapezius p.superior	106,66	121,45	183,01
m.trapezius p.inferior	603,1	680	733,42
m.obliquus abdominis ext.	54,94	67,75	97,28
m.erector spinae	91,33	121,47	65,21

V grafu.č.4 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.4**.

Graf.č.4: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.4.



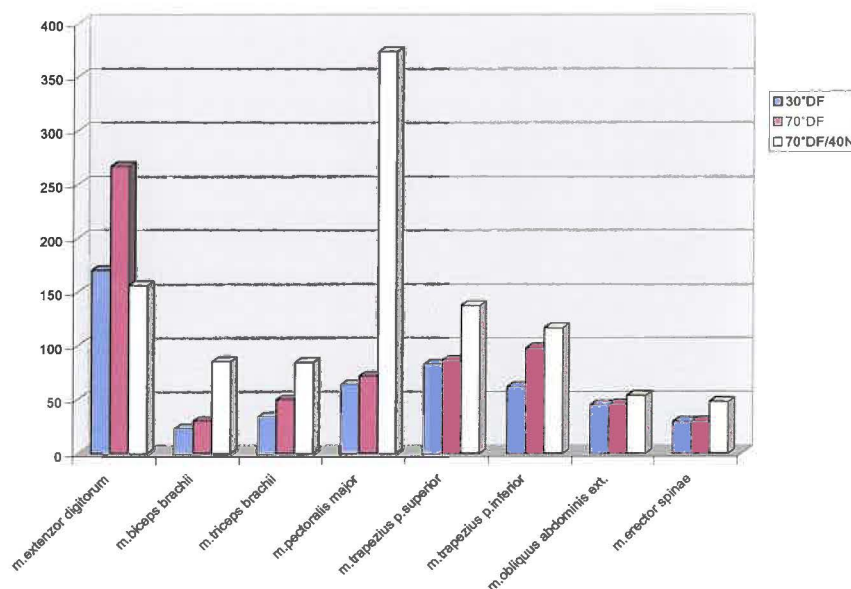
V tab.č.9 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.5**.

Tab.č.9: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.5.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	170,04	266,47	156,29
m.biceps brachii	23,33	30,05	85,53
m.triceps brachii	34,16	49,95	84,81
m.pectoralis major	64,02	71,76	373,41
m.trapezius p.superior	82,96	86,04	137,55
m.trapezius p.inferior	61,67	97,68	116,78
m.obliquus abdominis ext.	44,74	45,63	53,79
m.erector spinae	29,48	29,7	48,19

V grafu.č.5 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.5**.

Graf.č.5: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.5.



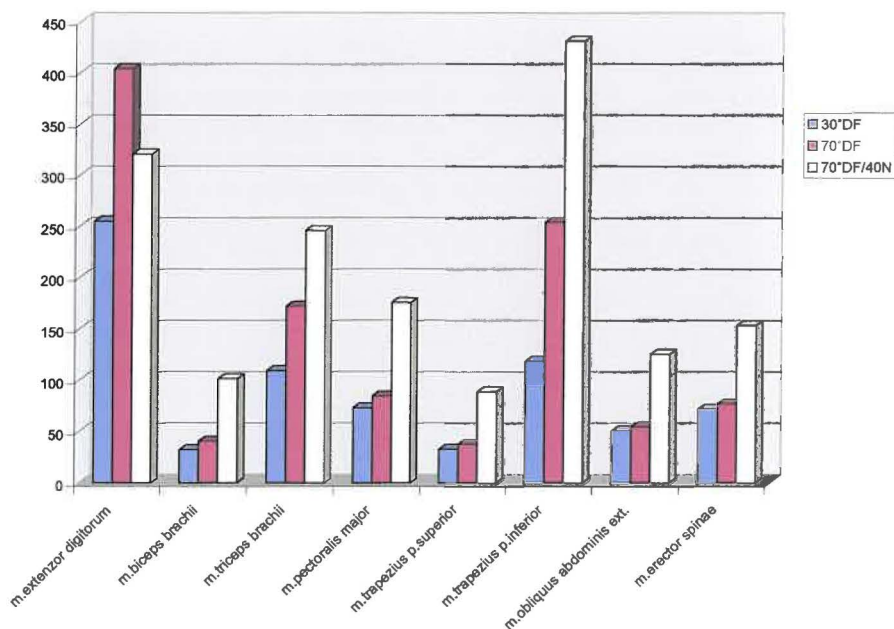
V tab.č.10 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.6**.

Tab.č.10: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.6.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	255	403,57	320,63
m.biceps brachii	32,45	40,44	101,33
m.triceps brachii	109,27	171,88	246,05
m.pectoralis major	73,09	84,68	175,76
m.trapezius p.superior	32,81	37,4	89,17
m.trapezius p.inferior	119,11	253,84	430,86
m.obliquus abdominis ext.	51,13	54,51	125,5
m.erector spinae	72,18	77	153,64

V grafu.č.6 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.6**.

Graf.č.6: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.6.



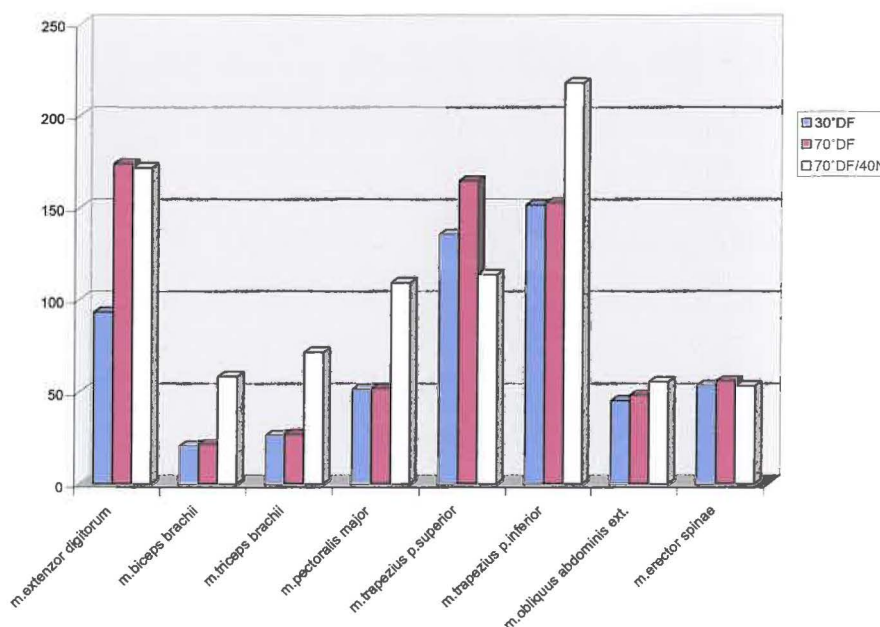
V tab.č.11 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.7**.

Tab.č.11: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.7.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	93,11	173,58	171,71
m.biceps brachii	20,69	21,33	58,30
m.triceps brachii	26,43	26,92	71,63
m.pectoralis major	51,49	51,57	109,23
m.trapezius p.superior	135,61	164,25	113,64
m.trapezius p.inferior	151,29	152,43	217,71
m.obliquus abdominis ext.	44,95	48,03	55,5
m.erector spinae	53,44	55,69	53,21

V grafu.č.7 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.7**.

Graf.č.7: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.7.



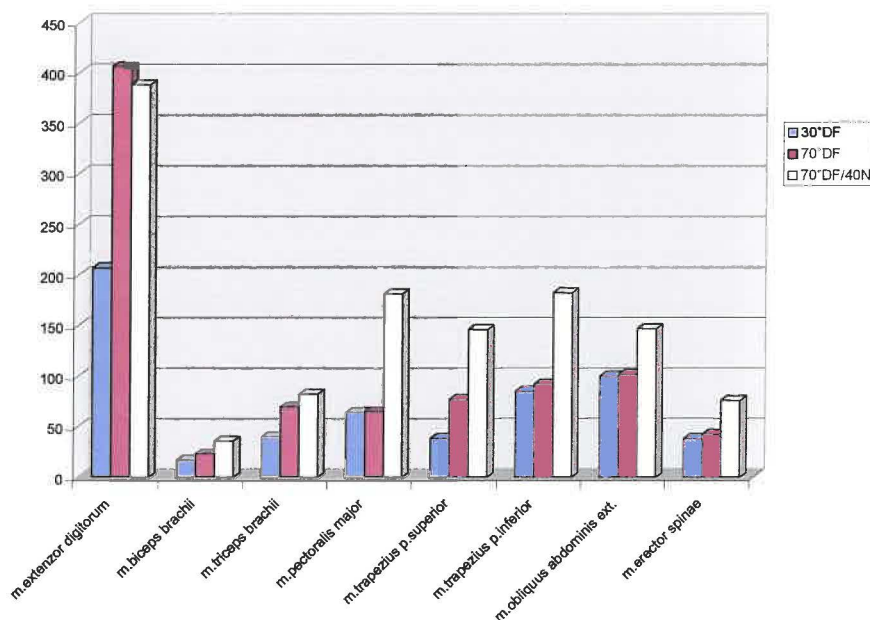
V tab.č.12 jsou uvedeny hodnoty integrálů elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.8**.

Tab.č.12: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.8.

SVALY	30°DF	70°DF	70°DF/40N
m.extenzor digitorum	207,17	405,83	388,22
m.biceps brachii	17,39	23,22	36,13
m.triceps brachii	40,18	69,7	82,58
m.pectoralis major	64,29	64,89	181,76
m.trapezius p.superior	38,11	76,95	146,33
m.trapezius p.inferior	84,95	92,08	183,06
m.obliquus abdominis ext.	100,07	102,05	147,29
m.erector spinae	37,98	42,43	76,32

V grafu.č.8 jsou názorně porovnány hodnoty integrálu elektrické aktivity snímaných svalů při 30° a 70° dorzální flexi v zápěstí a při působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund. Hodnoty jsou uvedeny v μ Vs (mikrovoltsekunda). Tyto hodnoty byly naměřeny u **probanda č.8**.

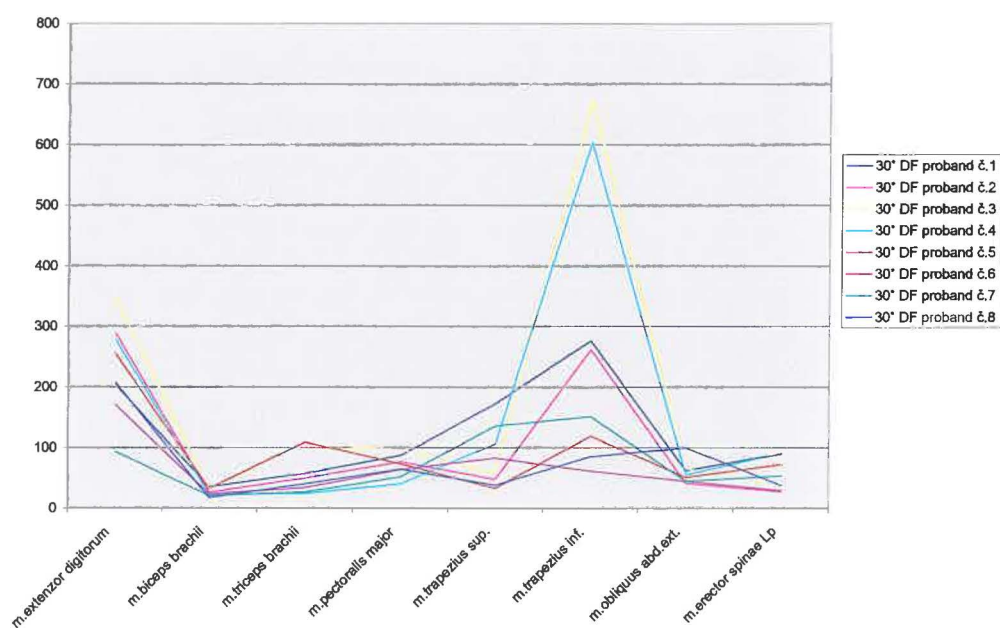
Graf.č.8: Hodnoty integrálů elektrické aktivity u probanda č.8.



Dále pro přehlednost uvádím grafy č. 9-11, kde jsou porovnány hodnoty integrálů elektrické aktivity všech snímaných svalů v jednotlivých pozicích akra horních končetin v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund u všech probandů.

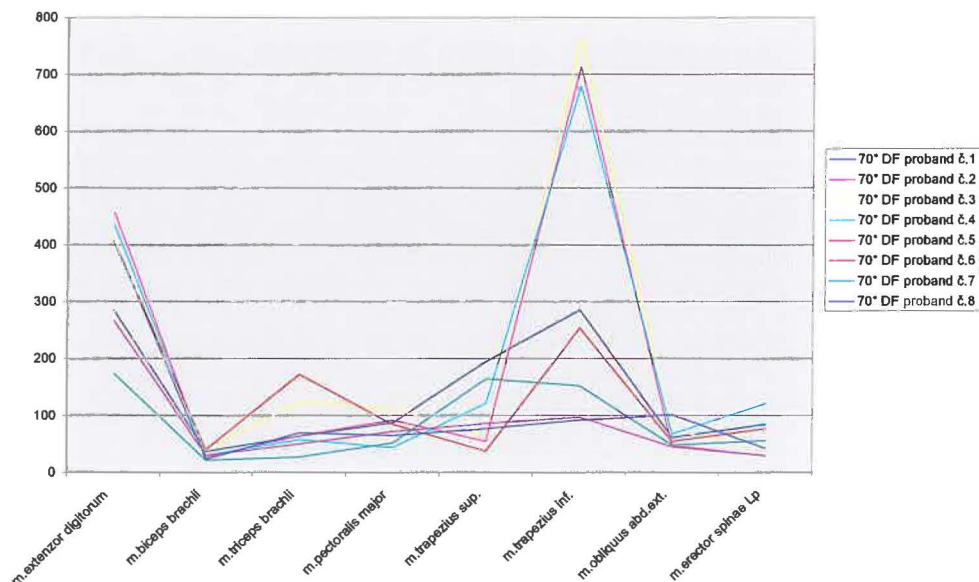
V grafu č.9 jsou porovnány hodnoty integrálů elektrické aktivity všech snímaných svalů při 30° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund všech probandů.

Graf č.9: Hodnoty integrálů elektrické aktivity všech probandů v poloze č. 1.



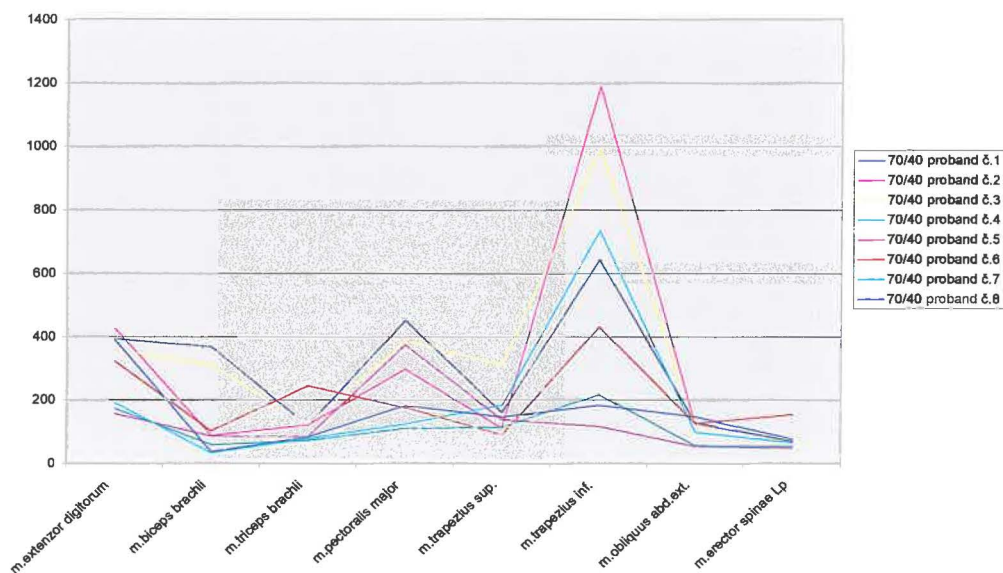
V grafu č.10 jsou porovnány hodnoty integrálů elektrické aktivity všech snímaných svalů při 70° dorzální flexi v zápěstí v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund všech probandů.

Graf č.10: Hodnoty integrálů elektrické aktivity všech probandů v poloze č. 2.



V grafu č.11 jsou porovnány hodnoty integrálů elektrické aktivity všech snímaných svalů při 70° dorzální flexi a působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky v izometrické kontrakci po dobu 10 sekund všech probandů.

Graf č.11: Hodnoty integrálů elektrické aktivity všech probandů v poloze č. 3.



6. DISKUSE

6.1 Diskuse k metodice výzkumu

Výběr probandů

Námi vytvořená experimentální skupina se skládala z 8 probandů, 6 žen a 2 mužů. Věkové rozpětí se pohybovalo od 22 do 28 let. Při výběru této skupiny probandů bylo naším cílem, aby tento soubor splňoval podmínky homogenity, a to zejména z hlediska věku, zdravotního stavu i pohybových aktivit. Nutno podotknout, že jsem si vědoma toho, že utvoření zcela homogenní skupiny je velmi obtížné, dle mého názoru téměř nemožné.

Proto, aby bylo možné námi získané výsledky zobecnit a taktéž pro větší objektivitu získaných výsledků, by bylo třeba jednoznačně zkoumat skupinu s větším počtem probandů jedné homogenní skupiny.

Klinické vyšetření

Základní anamnestické údaje byly získány na základě vyplnění anamnestického dotazníku, další potřebné informace byly doplněny formou řízeného rozhovoru. Dále byl u každého probanda proveden orientační kineziologický rozbor, který zahrnoval vyšetření rozsahu kloubní pohyblivosti, vyšetření svalové síly, zkrácených svalů a hodnocení stoje aspekci.

Uvědomuji si, že všechna tato vyšetření jsou založena více či méně na subjektivním hodnocení vyšetřujícího, a to zejména při hodnocení aspekci či palpaci. Taktéž při testování svalové síly dle Jandova svalového testu, který poskytuje informace o izolované svalové síle jednotlivých svalů, kdy sval může vykazovat plnou sílu, ale méně o zapojení daného svalu ve spolupráci s ostatními svaly, kdy během funkčního pohybu může vykazovat oslabení. A proto, jak jsem již zmínila výše, bylo na tyto výsledky vyšetření pohlíženo pouze jako na orientační výsledky vyšetření pohybového aparátu.

Výchozí poloha pro měření

Výchozí poloha pro měření byl vzpřímený sed u stolu. U každého probanda byla individuálně zvolena židle, tak aby byla zachována 90° flexe v kyčelních a kolenních kloubech u každého z nich. Předloktí byla položena na stole, který umožňuje nastavit svou výšku. U každé vyšetřované osoby byla provedena 3 měření, a to při nastavení 30° dorzální flexe v zápěstí, 70° dorzální flexe v zápěstí a 70° dorzální flexe v zápěstí a současném působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky. Velikost dorzální flexe v zápěstí (70°) pro měření byla zvolena na základě klinického vyšetření, kdy nejnižší hodnota maximálního aktivního rozsahu v zápěstí do extenze u jednoho probanda byla právě 70°, ostatní probandi dosahovali vyššího rozsahu aktivního pohybu v zápěstí do extenze. Rozsah 30° dorzální flexe byl pak zvolen tak, aby tvořil zhruba polovinu maximálního aktivního rozsahu v zápěstí vyšetřovaných osob. Velikost odporu působícího na kořen ruky byla zvolena tak, aby každý z probandů byl schopen udržet konstantní tlak a současně centrované postavení jednotlivých segmentů horní končetiny po celou dobu měření během izometrické kontrakce.

Pro možnost kontroly dorzální flexe v zápěstí byly použity stacionární goniometry, které byly umístěny na laterálních stranách zápěstí po celou dobu měření.

Pro přesné dávkování odporu na kořen ruky byl speciálně pro tento experiment zkonstruován přístroj viz příloha č. 3. Který pracuje na principu vratné deformace tlačné pružiny. Pro dávkování odporu bylo nutné ještě celý přístroj zkalibrovat pro požadovaný odpor. Kalibrace byla provedena pomocí opakovaného zatěžování přístroje závažími odpovídajících hmotností ve vertikální poloze. Při takovéto kalibraci dochází k chybám, které jsou způsobeny především působením tíhy tyče na pružinu, tak i působením tíhy pružiny samotné. Tyto chyby se při měření v horizontální poloze projeví tak, že bude nutné vyvinout sílu na stlačení pružiny minimálně o tíhu tyče větší než jaká byla použita při kalibraci. Ale jelikož se přístroj využíval pouze pro zachování určité konstantní síly působící na tyč u jednotlivých probandů, dají se vzniklé chyby označit za systematické, u všech měření stejné, a proto je následně ve výsledcích nemusíme ani uvažovat. Myslím si, že použitý přístroj plně postačuje pro potřebná měření v rámci experimentální studie a dává vhodné výsledky pro následnou analýzu dat (Bíca, 2006).

Záznam elektrické aktivity pomocí povrchové elektromyografie

Pro snímání elektrické aktivity vybraných svalů jsme použili metodu povrchové elektromyografie. Snímání změn elektrické aktivity pomocí povrchových elektrod umožňuje neinvazivně snímat celkovou elektrickou aktivitu dostatečně velkých motorických jednotek (Svatoš, 1998). Zajištění dobrého EMG se týká zejména věrného zesílení průběhu rozdílu potenciálu na elektrodách, zabránění artefaktům a stanovení vhodných snímacích bodů na svalu (Karas, Otáhal, 1991). I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí (De Luca, 1993).

Pro snímání signálu jsme zvolili izometrickou kontrakci, abychom zamezili možnosti pohybu tkání a elektrod, ke kterým může docházet při izotonické kontrakci.

Abychom získali co nejvěrnější záznam elektrické aktivity snímaných svalů, snažili jsme se zabránit možným artefaktům. A to jednak volbou snímaných svalů, tzn. vybrali jsme svaly s povrchovým výskytem. Pro možnost výskytu elektrodového šumu, jsme aplikovali elektrody na očištěnou kůži, elektrody byly vybaveny gelem. Pro minimalizaci možnosti zachycení sumačních akčních potenciálů kontrakcí okolních svalů, bylo naší snahou umístit snímací elektrody v motorickém bodu svalu, který se většinou nachází uprostřed svalového bříška.

Je nutno podotknout, že povrchové elektrody snímají pouze aktivní svalová vlákna z okolí elektrody (tzn. není zachycen signál všech motorických jednotek podílejících se na vzniku kontrakce, nýbrž jen detekovaných motorických jednotek). Počet snímaných aktivních motorických jednotek je ovlivněn velikostí povrchu elektrody (De Luca, 1993). Proto vyšetření pomocí povrchové elektromyografie umožňuje pouze relativní posouzení intenzity svalové kontrakce.

Analýza dat

Získané elektromyografické záznamy byly zpracovány funkcí Standard Report, čímž byla získána hodnota integrálu elektrické aktivity, která vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu analyzovaného úseku. Získané hodnoty integrálů elektrické aktivity jednotlivých svalů byly exportovány do programu MS Excel a porovnávány ve vytvořených grafech.

Získaný EMG signál nebyl normalizován prostřednictvím porovnání s maximální volní kontrakcí svalů, protože jednotlivé výsledky byly porovnávány pouze mezi sebou v jednotlivých měřených polohách.

Pro přesnější porovnání hodnot integrálů elektrické aktivity jednotlivých svalů by bylo vhodné použít některého ze statistických testů.

Námi získané výsledky elektromyografického měření nebylo možné porovnat s výsledky jiných výzkumů, protože na základě mně dostupné literatury nebyla dosud provedena žádná elektromyografická studie dokumentující principy metodiky R. Brunkow. Většina prací vychází pouze z klinických, empirických pozorování. Proto námi získané výsledky mohou být ovlivněny jak zevní chybou při měření, tak i zvolenou polohou při měření.

6.2 Diskuse k výsledkům výzkumu

Během našeho experimentu jsme pomocí povrchových elektrod získali EMG záznam aktivity m. extenzor digitorum dx., m. biceps brachii dx., m. triceps brachii dx., m. pectoralis major dx., m. trapezius pars superior dx., m. trapezius pars inferior dx., m. erector spinae (lumbální část) sin. a m. obliquus abdominis externus sin. během izometrické kontrakce, a to při nastavení akra dle vývojové kineziologie zpracované metodikou R. Brunkow ve třech různých pozicích (30° a 70° dorzální flexi zápěstí a v 70° dorzální flexi zápěstí a současném působení síly o velikosti 40 N na kořen ruky). Hodnocení elektrické aktivity snímaných svalů bylo provedeno pomocí parametru integrál elektrické aktivity. Hodnota integrálu elektrické aktivity vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu analyzovaného úseku. Získaný EMG signál nebyl normalizován prostřednictvím porovnání s maximální volní kontrakcí svalů, protože jednotlivé výsledky byly porovnávány pouze mezi sebou v jednotlivých měřených polohách.

Výsledky orientačního kineziologického vyšetření neukazují na žádné vážnější dysfunkce pohybového aparátu, které by mohly ovlivnit elektromyografický záznam. Myslím, že probandy lze považovat za vzorek mladé zdravé populace. Prodělaná onemocnění a úrazy nezanechaly u žádného z nich trvalé následky.

Z vyhodnocených elektromyografických záznamů vyplývá velký individuální rozptyl výsledných hodnot. Ale i přesto můžeme říci, že sice daná motorická reakce probíhá u každého probanda individuálním způsobem, ale směřuje ke společnému cíli, tj. má tendenci k napřimění a stabilizaci trupu. Výsledky EMG záznamů byly hodnoceny v rámci stanovených hypotéz. Přihlíženo bylo také samozřejmě ke získaným anamnestickým datům a výsledkům klinického vyšetření.

▪ Diskuse k hypotéze č. 1

H1: Předpokládali jsme, že se elektromyografická aktivita svalů rozšíří na svaly trupu i při nižším rozsahu dorzální flexe ruky než je rozsah maximální a na základě toho jsme dále předpokládali, že elektromyografická aktivita svalů patřících jak k dorzálnímu, tak i k ventrálnímu svalovému řetězci popisovaných R. Brunkow se bude v koaktivaci zvyšovat

současně s větším rozsahem dorzální flexe ruky při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti pomyslnému odporu.

To jsme předpokládali na základě toho, že úhlová změna nastavení v iniciační fázi pohybu tak ovlivní prostřednictvím zřetězení navazujících svalových skupin přesnou lokalizaci aktivizace svalů (Vojta, 1995). Proprioceptivní systémy svalu vytváří vzájemné vazby mezi jednotlivými okolními i vzdálenými svaly, postupnou iradiací aktivity na podkladě informací z proprioceptorů a exteroceptorů (Véle, 1997). Dále, že při aktivním držení 70° dorzální flexe ruky je nutné vynaložit větší svalovou aktivitu k udržení této polohy zejména dorzálních flexorů ruky a tato svalová aktivita se postupně dále (iradiací) přenesla na jednotlivé články funkčního řetězce. Ve funkčním řetězci je možnost postupné (sekvenční) aktivace řetězců, která probíhá podle stanoveného časového rozvrhu (timing), řízeného programově a korigovaného proprioceptivní zpětnou vazbou. Aktivace segmentů probíhá jako vlna aktivity postupně od jednoho segmentu ke druhému (Véle, 2003). Při vzepření se izotonická svalová činnost izometricky udržuje a začíná se uplatňovat synchronní aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí (svalová ko-kontrakce a svalová ko-aktivace). Tak vzniká rovnovážná koaktivita mezi dvěma funkčními jednotkami. Jde o vzájemnou komunikaci mezi systémem tónickým a fázickým (Bold, Grossmann, 1989).

Ze získaných výsledků, je tedy patrné, že se svalová aktivita rozšířila z akra proximálně až do oblasti dolní části trupu, a to v poloze č. 1 i v poloze č. 2, tedy i při nižším rozsahu dorzální flexe ruky než je rozsah maximální, a to u všech probandů. Naše výsledky jsou tedy v rozporu s tvrzením R. Brunkow, že maximální dorzální flexe v zápěstí má zůstat v průběhu vzpěru zachována. Při vzpěrovém izometrickém napínání rukou probíhá aktivace diagonálně probíhajících svalových řetězců, které působí na napřímení trupu. Tato aktivace svalových řetězců vychází z akra proximálně na trup a je podmíněna maximální dorzální flexí ruky (Bold, Grossmann, 1989).

Dále při porovnání získaných výsledků během měření vykazují hodnoty integrálů elektrické aktivity nárůst u všech měřených svalů, a to u 7 z 8 probandů v poloze č. 2 (70° dorzální flexi zápěstí) v porovnání s hodnotami integrálů elektrické aktivity svalů v poloze č. 1 (30° dorzální flexi zápěstí). Pouze u probanda č. 1 došlo ke snížení elektromyografické aktivity ve druhé poloze u m. obliquus abdominis externus o 0,64 μ Vs a m. erector spinae o 5,67 μ Vs. Dle mého názoru jsou tyto nepatrné rozdíly hodnot zanedbatelné, mohly být způsobeny zevní chybou měření. Největší nárůst intenzity svalové aktivity v poloze č. 2 byl

zaznamenán u m. extenzor digitorum a m. trapezius pars inferior, a to opět u 7 z 8 probandů. Pouze u probanda č. 7 byl výrazný nárůst svalové aktivity v poloze č. 2 oproti poloze č. 1 také u m. trapezius pars superior. Tyto vyšší hodnoty svalové aktivity m. trapezius pars superior můžeme přičíst možné přítomné nervozitě během experimentu, protože i v poloze č. 1 vykazoval m. trapezius pars superior u tohoto probanda zdatně vyšší hodnoty v porovnání s hodnotami tohoto svalu ostatních probandů. Vysoké hodnoty m. extenzor digitorum ve druhé měřené poloze ukazují, že ač všichni probandi v rámci klinického vyšetření dosahovali 70° maximálního aktivního rozsahu dorzální flexe ruky a více, je nutná vysoká aktivace dorzálních flexorů při udržení této polohy ruky v izometrické kontrakci. Na zvýšenou aktivitu dorzálních flexorů měl dle mého názoru také vliv pokynu „vzepřít se“, který byl dán každému probandovi při uvedení do výchozí polohy pro měření. Tím, že dojde k vzepření v oblasti kořene ruky, zesílí dorzální extenze, tím předpokládám i zvýšenou aktivitu dorzálních flexorů, která koreluje s hodnotami námi naměřenými, tedy s výraznou aktivitou m. extenzor digitorum v poloze č. 2 v porovnání s polohou č. 1. Vysoké hodnoty integrálů elektrické aktivity m. trapezius pars inferior v obou polohách jsou v korelaci s myšlenkami R. Brunkow, že cílem „vzpěrných cvičení“ je dosáhnout napřímění (extenze) osového orgánu, které je zajištěno rovnovážnou aktivací autochtonní muskulatury v celém jejím rozsahu (Bold, Grossmann, 1989). M. trapezius pars inferior provádí depresi lopatky a při fixované horní končetině extenduje hlavu a horní polovinu těla (Dylevský, 2000). M. trapezius pars inferior má silný extenční vliv na páteř a spolu s pars transversa také přes trnové výběžky páteře ovlivní autochtonní muskulaturu (Vojta, Peters, 1995). V průběhu vzpěru a napřímění trupu dochází k retrakci a depresi lopatek, což taktéž vyžaduje zapojení dolních fixátorů lopatek.

Ostatní svaly se zapojovaly v koaktivaci, tak aby došlo ke stabilizaci horních končetin a trupu. U všech probandů dosahovaly hodnoty integrálu elektrické aktivity m. triceps brachii v obou polohách vyšších hodnot než m. biceps brachii. Jak uvádí Dylevský (2001) caput longum m. triceps brachii napomáhá addukci v ramenním kloubu, také působí jako stabilizační sval při pronaci předloktí. V koaktivaci se také zvyšovaly hodnoty integrálu elektrické aktivity m. obliquus abdominis externus a m. erector spinae ve druhé měřené poloze ve srovnání s první polohou. Tónická funkce m. erector spinae je důležitá, protože spolu s břišními svaly udržují trup ve vzpřímené poloze (patří proto mezi tzv. posturální svaly). (Dylevský, 2000).

Předpoklad, že se elektromyografická aktivita svalů rozšíří na svaly trupu i při nižším rozsahu dorzální flexe ruky než je rozsah maximální, byl jednoznačně potvrzen, a to u všech probandů. Předpoklad, že se elektromyografická aktivita svalů patřících jak k dorzálnímu, tak i k ventrálnímu svalovému řetězci popisovaných R. Brunkow bude v koaktivaci zvyšovat současně s větším rozsahem dorzální flexe ruky při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti pomyslnému odporu, byl potvrzen u 7 z 8 vyšetřovaných osob. Naše hypotéza (H1) byla tedy potvrzena.

▪ Diskuse k hypotéze č. 2

H2: Předpokládali jsme, že se elektromyografická aktivita svalů angažujících se na stabilizaci ramenního pletence zvýší současně při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti reálnému odporu působícímu na kořen ruky, tedy ve zcela uzavřeném kinetickém řetězci.

Toto jsme předpokládali na základě tvrzení, že uzavřené kinetické řetězce prokazatelně více facilitují svalovou koordinaci všech angažovaných svalů a optimalizují jednotlivé kvality nervosvalové stabilizace ramenního kloubu (Enoka, 2002; Latash, 1993). Otevřený kinetický řetězec je takový, kde je možné změnit postavení v jednom kloubu beze změny postavení ostatních a v uzavřeném kinetickém řetězci je změna postavení v jednom kloubu možná pouze za současné změny postavení v dalším/dalších kloubech (Vařeka, 2001). Je-li zevní síla pro systém nepřekonatelná, k pohybu v rámci řetězce vůbec nemusí dojít, přestože jsou svaly řetězce aktivovány – jedná se o izometrickou ko-kontrakci několika svalů, případně všech kinetických párů v řetězci. Konečným efektem v tomto případě je povšechné ztužení řetězce, tedy jeho stabilizace (Dvořák, 2005).

Naše hypotéza byla jednoznačně potvrzena u 7 z 8 probandů. V přesné („kineticky uzavřené“) pozici horní končetiny a trupu, v tomto případě při působení odporu na kořen ruky, jsou kladeny zvýšené nároky na fixační svalové skupiny, které se podílejí na stabilizaci ramenního pletence a lopatky. U 7 z 8 probandů byly hodnoty integrálů elektrické aktivity m. pectoralis major, m. trapezius pars superior a m. trapezius pars inferior, námi měřených svalů, tedy fixačních svalů v poloze č. 3 výrazně zvýšeny oproti poloze č. 2, kde kinetický řetězec horní končetiny nebyl zcela uzavřen. Pouze u probanda č.

7 byla naměřena snížená aktivita m. trapezius pars superior. Tento výsledek může být způsoben zevní chybou měření.

U pěti probandů největší zvýšení hodnot integrálu elektrické aktivity vykazoval m. pectoralis major, na což může mít vliv výchozí postavení horních končetin při měření, která facilituje funkci tohoto svalu, kdy působí ventrální flexi, podporuje addukci a vnitřní rotaci (Véle, 1997). Nejvyšších naměřených hodnot dosahoval m. pectoralis major u probanda č. 1 a č. 5. Domnívám se, že tyto hodnoty mohou být ovlivněny již výchozím postavením ramenních kloubů před měřením, kdy na základě klinického vyšetření byla u obou těchto probandů zjištěna výrazná protrakce ramenních kloubů. M. pectoralis major při fixované končetině je také pomocným inspiračním svalem (Dylevský, 2000). Tím také můžeme vysvětlit vysoké hodnoty elektrické aktivity tohoto svalu, protože během vzpěru dojde k napřímení trupu, páteř se napřímí zejména v thorakální a cervikální oblasti a tím dojde i ke změně stereotypu dýchání, podíl hrudního dýchání se zvýší.

U dvou probandů největší hodnoty integrálu elektrické aktivity vykazoval m. trapezius pars superior. Tyto získané hodnoty potvrzují dle mého názoru spoluúčast m. trapezius pars superior na retrakci lopatky a stabilizaci ramenního pletence, jak popisuje Véle (Véle, 1997). U tohoto svalu můžeme vysoké hodnoty svalové aktivity přičítat taktéž možné přítomné nervozitě během experimentu, tedy budeme-li zvažovat i možný vliv psychiky.

U šesti probandů byla největší elektromyografická aktivita v poloze č. 3 naměřena u m. trapezius pars inferior. Nejvyšších hodnot dosahoval u probanda č. 2. Předpokládám, že v tomto případě by mohly být naměřené hodnoty ovlivněny individuálními pohybovými vzory a tedy i způsob stabilizace pletence ramenního ovlivněny vykonáváním jiné činnosti. Vyšetřovaná osoba v anamnestickém dotazníku uvedla, že se v dětství věnovala baletu, kdy je kladen velký důraz na držení lopatek v retrakci a depresi, tudíž na aktivitu dolních fixátorů lopatek. Myslím, že toto držení lopatek se mohlo projevit v námi naměřených hodnotách, kdy u tohoto probanda dosahovaly hodnoty m. trapezius pars inferior nejvyšších hodnot v porovnání se všemi probandy, a to i v poloze č. 1 a č. 2.

U většiny probandů je patrná i výraznější svalová aktivita v oblasti dolní části trupu v porovnání s polohou č. 2. Při retrakci a depresi lopatky, které se účastní zejména m. trapezius pars inferior působí jako stabilizující svaly m. erector spinae a břišní svaly. U těchto svalů také došlo v koaktivaci k nárůstu jejich elektrické aktivity v poloze č. 3. U sedmi z osmi probandů jsou hodnoty integrálu elektrické aktivity m. obliquus abdominis

externus vyšší než hodnoty m. erector spinae. Myslím, že aktivita břišních svalů je důležitá pro udržení výchozí polohy při působení odporu na kořen ruky.

Předpokládali jsme, že se elektromyografická aktivita svalů angažujících se na stabilizaci ramenního pletence zvýší současně při vzpěrovém izometrickém napínání rukou proti reálnému odporu působícímu na kořen ruky, tedy ve zcela uzavřeném kinetickém řetězci. Tato hypotéza (H2) byla potvrzena, a to u 7 z 8 probandů.

Praktické výstupy

Zvládnutí cvičení v uzavřených biomechanických řetězcích je univerzálně nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí i otevřených řetězců. Tedy zahájit program kinezioterapie v opoře. Cvičení bez zvládnuté statické a dynamické stabilizace kloubů jakékoliv části těla bude přinejmenším málo efektivní. Toto platí všeobecně, tedy nejen pro reedukaci patologické motoriky, ale pro sportovní trénink či výcvik pracovní dovednosti za fyziologických pohybových předpokladů. Domnívám se, že přiměřenou kloubní stabilitu jako předpoklad efektivního pohybu lze tedy získat převážně v uzavřených biomechanických řetězcích. Tedy vytvoření reálného opěrného bodu při „vzpěrných cvičeních“ dle R. Brunkow a ne virtuálního puncta fixa, jak je popisuje R. Brunkow. Vydeme-li z vývojového hlediska, je fáze vytváření posturálních synergií v uzavřených biomechanických řetězcích podmínkou pro další motorický rozvoj obecně, nikoli jen pro části těla sloužící statickým funkcím (Dvořák, 2005). Taktéž rehabilitace v uzavřených kinetických řetězcích terapeutovi umožňuje operativně vstupovat do řízení pohybu nemocného (motor kontrol). A tedy přiměřeně a velice účinně reedukovat potřebné kvality funkcí kolem kloubních svalů pro jejich stabilizaci (Bastlová, 2004).

Dle našich výsledků můžeme dále říci, že při „vzpěrných cvičeních“ dle R. Brunkow není důležité klást velký důraz na držení maximální dorzální flexe rukou. Svalová aktivita se z akra na trup rozšíří i při menším stupni dorzální flexe v zápěstí než je maximální aktivní rozsah.

7. ZÁVĚR

Diplomová práce splnila stanovené cíle:

- Vyhledání a shromáždění literatury ke zpracování, jak teoretické, tak i praktické části diplomové práce.
- Provedení polyelektromyografického záznamu vybraných svalů, v předem definovaném nastavení akra HK dle vývojové kineziologie zpracované metodikou Brunkow, v různém úhlovém nastavení zápěstí HK (30°, 70° DF) a při působení síly o dané velikosti 40 N na kořen ruky v izometrické kontrakci v korigovaném sedu s oporou předloktí.
- Vyhodnocení polyelektromyografických záznamů - zobrazení a porovnání intenzity aktivace vybraných svalů na trupu v závislosti na úhlovém nastavení zápěstí a při působení síly o dané velikosti na kořen ruky při izometrické kontrakci.
- Na základě zjištěných výsledků zvážit, zda by bylo možné některé poznatky získané touto experimentální studií využít v praxi při aplikaci této metodiky.

Z vyhodnocených elektromyografických záznamů vyplývá velký individuální rozptyl výsledných dat. Ale i přesto můžeme říci, že sice daná motorická reakce probíhá u každého probanda individuálním způsobem, ale směřuje ke společnému cíli, tj. má tendenci k napřímení a stabilizaci trupu. Díky malému počtu probandů nelze námi získané výsledky zobecnit a považovat za statisticky významné.

Jsme si vědomi, že námi provedený výzkum má nedostatky jak v samotné metodice, tak i v následném provedení výzkumu, a to zejména a s ohledem na to, že tato studie, byla studií pilotní, tudíž nebylo možné výsledky porovnat s jinými autory. Proto uvádím některé návrhy a připomínky, které bude možno do budoucna využít pro případné navázání či prohloubení naší studie:

- správně zvolit polohu, ve které bude prováděno měření, nastavit akra (horních i dolních končetin) dle vývojové kineziologie zpracované metodikou R. Brunkow za pomoci pomocných manuálních technik (exteroceptivních a proprioceptivních) jako podpůrných prostředků k dosažení co nejlepší výchozí polohy rukou a nohou

- jednotlivá EMG měření v každé ze zvolených poloh provádět alespoň třikrát za sebou, s pauzou mezi jednotlivými měřeními a před každým měřením znovu nastavit akra končetin do správné výchozí polohy
- pro měření použít vícekanálový EMG přístroj proto, aby bylo možné sledovat elektromyografickou aktivitu co nejvíce svalů patřících k ventrálnímu a dorzálnímu řetězci popisovaných R. Brunkow
- proto, aby bylo možné získané výsledky zobecnit a taktéž pro větší objektivitu získaných výsledků, je třeba jednoznačně zkoumat skupinu s větším počtem probandů jedné homogenní skupiny

Hlavním motivem k tomu, zajímat se o problematiku metodiky R. Brunkow mě vede skutečnost, že tento terapeutický koncept, tak jak je vypracován v dnešní podobě, není v naší fyzioterapeutické praxi používán v takové šíři jako např. Vojtova metoda či koncept manželů Bobathových. Samozřejmě i v metodě R. Brunkow shledávám určitá „mínus“. Vzpěrná cvičení vedou k vytvoření pohybového programu pouze v dané poloze. Pohybový program se však nepřenesou plně do jiných poloh a do denních pohybových činností. Jedním z cílů metody je posílení svalů. K posílení však dochází pouze v určité poloze, toto posílení se také nepřenesou do jiných poloh a pozic a nebude jej proto možno použít pro práci ve stoje a pro pohyb (Haužvicová, 2002). Je třeba mít na paměti, že pohyb je dán cílem, nikoli silou (Véle, 2006). Na druhou stranu cvičení dle R. Brunkow nabízí pacientům dobrou základnu pro domácí cvičení (Finkbeiner, Thiel, 1980). V rámci dalšího studia této problematiky by jistě bylo přínosné zaznamenat aktivitu svalů u jednotlivých variant poloh v rámci „vzpěrných cvičení“, jak je R. Brunkow popisuje.

8. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ABD	abdukce
ADD	addukce
AP	aktivní pohyb
ATB	antibiotika
bilat.	bilaterálně
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
dx.	dextra
DF	dorzální flexe
DK (PDK/LDK)	dolní končetina (pravá/levá)
E	extenze
EMG	elektromyografie, elektromyografický
F	flexe
FTVS	fakulta tělesné výchovy a sportu
HK (PHK/LHK)	horní končetina (pravá/levá)
Hz	Herz
i.v.	intravenózně
kg	kilogram
kl.	kloub
lig.	ligamentum
m	metr
m.	musculus
MCP	metakarpofalangový kloub
mm	milimetr
Mpix.	megapixel
ms	milisekunda
N	Newton
např.	například
neg.	negativní
obr.	obrázek
PP	pasivní pohyb
r.	rok
RHB	rehabilitace
RTG	rentgen
sin.	sinistra
tab.	tabulka
UK	Univerzita Karlova
VR	vnitřní rotace
VŠ	vysoká škola
ZR	zevní rotace

9. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Knihy, časopisy a internetové zdroje

1. BARTONÍČEK, J. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. Praha: Avicenum, 1991.
2. BASMAJIAN, J. V. *Muscles alive*. Baltimore: The Williamsand Wilkins company, 1974.
3. BASTLOVÁ, P.; KROBOT, A.; MÍKOVÁ, M. Strategie rehabilitace po fraktuře proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, č. 1, s. 3-18.
4. BÍČA, L. Ústní sdělení. České Budějovice, 2006.
5. BOLD, M.R.; GROSSMANN, A. *Stemmführung nach R. Brunkow*. Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag, 1989.
6. CAPKO, J. *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada Publishing, 1998.
7. DE LUCA, C.J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 1993, 16 (2), s. 210-216.
8. DUFEK, J. *Elektromyografie*. Učební text. Brno: ID VZP, 1995.
9. DVOŘÁK, R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, č. 1, s. 18-22.
10. DYLEVSKÝ, I.; DRUGA, R. ; MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000.
11. DYLEVSKÝ, I.; KUBÁLKOVÁ L.; NAVRÁTIL L. Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie. Liberec: Manus, 2001.
12. ENOKA, R. M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign: Human Kinetic, 2002.
13. FINKBEINER, G. F.; THIEL, K. Krankengymnastik in der Rehabilitation Bandscheibenoperierter. Beitrag zum gezielten postoperativen Nachbehandlung am Beispiel der Stammführung nach Brunkow. *Rehabilitation*, 1980, č. 19, s. 13-19.
14. GOOR, C. et al. *Current practice of clinical electromyography*. Amsterdam: Elsevier, 1984.
15. GÚTH, A. *Výšetrovacie a liečebné metodiky pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth, 1998.

16. HADRABA, I. Ošetření některých změn ruky protetickými pomůckami. *Pohybové ústrojí*, 1995, č. II/4, s. 138-144.
17. HALADOVÁ, E.; NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: ID VPZ, 1997.
18. HAUŽVICOVÁ, M. *Terapie posturálních poruch u pacientů s kořenovými syndromy dolních končetin (porovnání vlivu terapie dle Brügger konceptu a metodiky R.Brunkowové)*. Diplomová práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Praha, 2002, 114 s.
19. HRBEK, J. *O činnosti nervové soustavy*. Praha: Orbis, 1953.
20. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 1998.
21. JUNQUEIRA, L.C.; et al. *Základy histologie*. Jinočany: H&H, 1999.
22. KADAŇKA, Z.; BEDNAŘÍK, J.; VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno: ID VPZ, 1982.
23. KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints*. Singapore: Churchill Livingstone, 1988.
24. KAPANDJI, I. A. Biomechanik des Carpus und des Handgelenkes. *Orthopäde*, 1986, č. 15, s. 60-73.
25. KARAS, V.; OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Univerzita Karlova, 1991.
26. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha: Triton, 1999.
27. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4, s. 142-147.
28. KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 152-164.
29. KOLÁŘ, P. *Přednášky ze speciální kineziologie*. Praha, 2005.
30. KRAČMAR, B. Využití teorie reflexní lokomoce při kvalitativní analýze sportovní činnosti. *Rehabilitácia*, 34, 2001, č. 3, s. 157-170.
31. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002.
32. KRAČMAR, B. Principy vývojové kineziologie ve sportovním pohybu. *Rehabilitácia*, 35, 2002, č. 3, s. 180-187.
33. LATASH, M. L. *Control of human movement*. Human Kinetics Publisher, 1993.
34. LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, spol.s.r.o., 2003.
35. LINSCHIED, R. L. Kinematic Considerations of the Wrist. *Clinical Orthopedic*, 1986, č. 202, s. 27-39.

36. MALÝ, M. et al. Cvičenie podl'a Roawithy Brunkowovej. *Rehabilitácia*, 24, 1991, č. 2, s. 97-124.
37. NOWOTNY, J. *Podstawy fizjoterapii*. Katowice: Akademia wychowania fizycznego, 1998.
38. OTÁHAL, S. ; SUŠANKA, P. ; KARAS, V. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990.
39. PALMER, A. K.; WERNER, F. W. Biomechanics of the Distal Radioulnar joint. *Clinical Orthopedic*, 1984, č. 187, s. 26-35.
40. PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*, I.díl. Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2002.
41. PAVLŮ, D. Neurofyziologické koncepty v pohybové terapii a jejich kontroverze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 1996, č. 4, s. 179-182.
42. PAVLŮ, D.; VÉLE, F.; HAVLÍČKOVÁ, L. Elektromyografická a kineziologická analýza Vojtova terapeutického principu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2000, č. 2, s. 74-77.
43. PFEIFFER, J. *Ergotherapie II*. Praha: Avicenum, 1990.
44. PODĚBRADSKÝ, J.; VAŘEKA, I. *Fyzikální terapie II*. Praha: Grada Publishing, 1998.
45. PŘEVOROVSKÁ, S. *Elektro-chemicko-mechanické procesy ve svalové buňce*. Studijní texty. Praha: Ústav termomechaniky AV ČR, 1997.
46. RASH, G.S. *Electromyography Fundamentals* [online]. Internet: <<http://www.gcmas.org/>>.
47. RODOVÁ, D.; MAYER, M.; JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, s. 173-177.
48. SMRČKA, V.; DYLEVSKÝ, I. *Flexory ruky*. Brno: IDVPZ, 1999.
49. SMRČKA, V.; DYLEVSKÝ, I., MAŘÍK, I. *Extenzory ruky*. Brno: IDVPZ, 1998.
50. SVATOŠ, J. *Biologické signály I. geneze , zpracování a analýza*. 2.vydání. Praha: ČVUT, 1998.
51. TLAPÁKOVÁ, E. *Biomechanická interpretace elektrodiagramu*. Kandidátská disertační práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy. Praha, 1981.
52. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 1999.
53. TROJAN, S.; DRUGA, R.; PFEIFFER, J.; VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 2001.

54. VAŘEKA, I. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 2, s. 92-98.
55. VAŘEKA, I. ; DVOŘÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 1, s. 33-37.
56. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, 1995.
57. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
58. VÉLE, F. *Přednášky z kineziologie na FTVS UK*. Praha, 2003.
59. VÉLE, F. Ústní sdělení. Praha, 2006.
60. VOJTA, V.; PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.
61. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Avicenum, 1993.
62. WEIGNER, K. *Topografická anatomie se zřetelem ke studiu anatomie a k potřebám klinickým*. Praha: Dr. Ed. Grégr a syn, 1932.
63. YOUM, Y.; FLATT, A. E. Kinematics of the wrist. *Clinical Orthopedic*, 1980, č. 149, s. 21-32.

10. PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Anamnestický dotazník.

Příloha č. 2: Fotografická dokumentace experimentu.

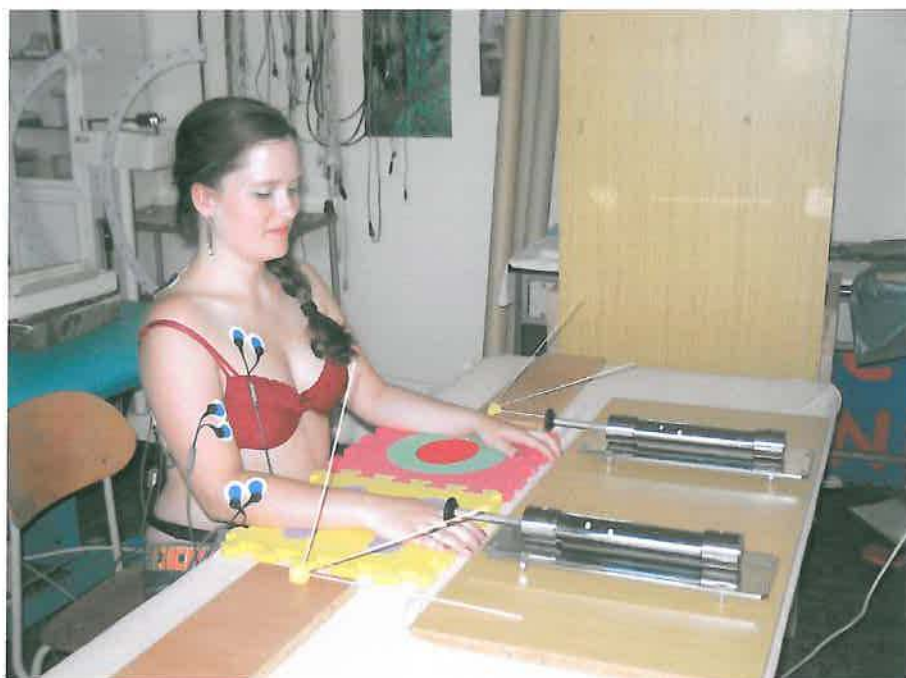
Příloha č. 3: Fotografie přístroje, který byl použitý pro dávkování odporu na kořen ruky při měření v poloze č. 3.

Příloha č. 4: Příklad elektromyografického záznamu zpracovaného funkcí Standard Report. Jedná se o 10 sekundový úsek záznamu v poloze č. 3 během izometrické kontrakce u probanda č.7.

č. 1:

Anamnestický dotazník	
Datum:	
Iniciály:	
Rok narození:	
Pohlaví:	
Hmotnost:	Výška:
<u>Osobní anamnéza:</u>	
Úrazy:	
Operace:	
Jiná onemocnění:	
Současný zdravotní stav (bolest, či jiné subjektivní potíže):	
Alergie:	
Užívané léky:	
Pracovní a sociální anamnéza:	
Provozovaný sport:	
Dominantní horní končetina:	

Příloha č. 2:



Příloha č. 3:



Příloha č. 4:

Institute : FTVS UK Praha	Patient name : Jitka	Record : TK 4KG
Project : Bunkow II	Frequency (Hz) : 1000,00	Duration (ms) : 19678
Date of recording : 27.10.05	Date of analysis : 27.03.06	
Number of periods : 1		

IEMG

