

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

RELIABILITA TESTU PŘESNOSTI JEDNODUCHÉHO POHYBU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Magda Stanieková
Vedoucí práce: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.
Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Magda Stanieková

Název diplomové práce: Reliabilita testu přesnosti jednoduchého pohybu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo zjistit reliabilitu přesnosti jednoduchého pohybu. Výzkum se uskutečnil na souboru zdravých osob, vysokoškolských studentů (ženy, $n = 31$, věk 19-26 let). Jednoduchým pohybem byla flexe v loketním kloubu do cílové polohy 90^0 . Testované osoby podstoupily krátkodobý proces nácviku sledovaného pohybu. Celkem se uskutečnilo 40 pokusů. Reliabilita byla vypočítána z celkového počtu pokusů a z prvních pěti pokusů. Koeficienty reliability splňovaly základní předpoklad kvalitního testu jak z hlediska dosažených výsledků cílové polohy, tak také z hlediska kinematických veličin, které charakterizují provedení pohybu. Reliabilita dosažení cílové polohy získaná ze 40 pokusů byla vyšší ($R1 = 0,99$) ve srovnání s reliabilitou z 5 pokusů ($R1 = 0,93$).

Klíčová slova: reliabilita, přesnost pohybu, řízení pohybu, motorické učení, biomechanika

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Magda Stanieková

Title of the thesis: Reliability of a simple movement accuracy test

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Prof. PhDr. František Vaverka, CSc.

The year of presentation: 2011

Abstract:

The aim of the diploma thesis was to ascertain the reliability of simple movement accuracy. The research was performed on a sample of healthy individuals, university students (women, $n = 31$, 19–26 years of age). A simple movement was represented by a flexion of the elbow joint to the target position of 90° . The tested individuals underwent a short-term drill of the observed movement. In total, 40 trials were performed. Reliability was calculated from the total amount of trials and from the first five trials. Reliability coefficients satisfied the basic assumption of a good-quality test both from the viewpoint of obtained results in reference to target position, and from the viewpoint of kinematic quantities characterizing the movement commitment. Reliability of reaching the target position obtained from 40 trials was higher ($R1 = 0.99$) compared to reliability obtained from 5 trials ($R1 = 0.93$).

Keywords: reliability, movement accuracy, movement control, motor learning, biomechanics

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Prof. PhDr. Františka Vaverky, CSc. a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne.....2011

.....

Děkuji Prof. PhDr. Františku Vavrkovi, CSc. za odborné vedení diplomové práce a poskytnutí cenných rad a návrhů při jejím zpracování. Dále pak také děkuji za pomoc Petru Bartošovi a Mgr. Jiřímu Novotnému. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat své rodině za trpělivost při tvoření diplomové práce a všem, kteří mi jakkoliv jinak pomohli a podporovali mě.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1	Anatomie loketního kloubu.....	11
2.1.1	Spojení loketního kloubu	11
2.1.2	Ligamenta loketního kloubu	12
2.1.3	Svaly loketního kloubu	13
2.1.4	Rozsahy pohybů v loketním kloubu	14
2.1.5	Kineziologie loketního kloubu.....	14
2.2	Řízení motoriky	18
2.2.1	Proprioceptory	18
2.2.2	Motorický systém volního pohybu	21
2.2.3	Přehled jednotlivých oblastí.....	22
2.2.4	Vznik pohybu z hlediska neuromuskulárního spojení.....	26
2.3	Motorické učení.....	28
2.4	Charakteristiky jednoduchého pohybu v kloubu	31
2.4.1	Základní pojmy	31
2.4.2	Vztah mezi zadáním a výstupními veličinami.....	31
2.4.3	Elektromyografie jednoduchého pohybu v kloubu.....	32
2.4.4	Senzitivní a nesenzitivní strategie řízení pohybů a s ní související vliv na EMG modely	33
2.4.5	Hypotéza rovnovážného bodu (Equilibrium – Point Hypothesis)	38
2.4.6	Vztah rychlosti a přesnosti pohybu.....	38
2.5	Motorické testování	39
3	PŘEHLED LITERATURY	42
3.1	Přesnost pohybu v závislosti na věku.....	42
3.2	Motorické učení aplikované na jednoduchý pohyb v lokti	46

3.3	Kinematika jednoduchého pohybu v kloubu	50
3.4	Reliabilita přesnosti pohybu – srovnání s jinou studií	55
3.5	Pohyb v loketním kloubu a fyzioterapie	57
3.6	Vliv bolesti na pohyb v lokti.....	59
3.7	Vliv únavy na pohyb v lokti	61
4	CÍLE A HYPOTÉZY	66
5	METODIKA.....	67
5.1	Metoda	67
5.2	Průběh a organizace měření	67
5.3	Měřicí přístroj	68
5.4	Statistická analýza	69
6	VÝSLEDKY	70
6.1	Reliabilita při větším a menším množství pokusů	70
6.2	Rozdíl mezi výsledkem testu z 5 a ze 40 pokusů	71
6.3	Trendy změn měřených hodnot.....	73
7	DISKUZE	76
7.1	Metoda testování	76
7.2	Vliv únavy	78
7.3	Trendy změn měřených hodnot.....	79
7.4	Hodnoty kinematických veličin	79

7.5	Srovnání s jinou studií zaměřenou na reliabilitu přesnosti jednoduchého pohybu.....	80
7.6	Měření o pěti a čtyřiceti pokusech.....	81
7.7	Funkce proprioceptorů.....	82
8	ZÁVĚRY.....	84
9	SOUHRN	85
10	SUMMARY	86
11	REFERENČNÍ SEZNAM.....	87

1 ÚVOD

Pohyb je základním projevem člověka. Pohyb může být běžného denního zaměření, kdy většinou nevyžaduje velké nároky na svalové úsilí. Kromě toho existují činnosti s velkými nároky na svalové úsilí – např. různá sportovní odvětví. Základním požadavkem většiny pohybů je přesnost provedení. Přesnost provedení je z biomechanického hlediska optimální kombinace působení svalových sil agonistů a antagonistů. Optimální rozsah těchto dvou svalových sil je závislý na kvalitním řízení pohybu. Otázku řízení pohybu můžeme studovat nepřímo pomocí vybraných modelů. Nejjednodušší model je pohyb jednoho segmentu, který postihuje podstatné znaky dané reality.

Při měření přesnosti pohybu získáváme různé proměnné (cílový úhel, rychlost pohybu, index symetrie, úhel překmitu aj.). Velikost těchto proměnných úzce souvisí se změnou podmínek (zevní zátěž, různé vzdálenosti pohybu, vliv bolesti, únavy, požadavky na rychlost provedení aj.). Vlivy těchto podmínek na pohybové provedení, a tedy i na pohybové proměnné, budou také probrány v této práci. Při změnách podmínek nám jde o zásah do vstupu do systému (pohyb jednoho segmentu), čímž dojde také ke změně ve výstupu. Studium vstupu a výstupu získáváme podstatné informace o fungování systému. Fungování systému to je především otázka jeho řízení.

Studium řízení pohybu jednoho segmentu je velmi frekventovaný problém v literatuře. Zabývali se jím např. Latash, Jaric, Gottlieb, Corcos, Milanovic aj. Tito autoři většinou kombinovali elektromyografický záznam s kinematickým vyšetřením pohybu. Vyšetřovali pohyb za různých podmínek. Nicméně počet osob účastnících se takového vyšetření je ve studiích těchto autorů minimální ($n = 10\text{--}15$). V naší práci zvyšujeme počet testovaných osob na dvojnásobek ($n = 31$). Zabýváme se reliabilitou přesnosti tohoto jednoduchého pohybu. Reliabilita je problém, o kterém jsou minimální zmínky v literatuře (pouze jeden záznam). Tento záznam je dílem autorů Kristensen et al. v roce 2008. A je popsán v přehledu literatury.

V této práci se snažíme zjistit, jak je jedinec schopen po krátkodobém procesu motorického učení reprodukovat určitou pozici v kloubu. Při krátkém trvání tohoto procesu, který využíváme, svou roli sehrávají také paměťové schopnosti jedince. My se zaměřujeme na stabilitu předem určené a naučené pozice v kloubu během většího opakování pokusů (40). Zjišťujeme reliabilitu celého měření. Reliabilní metoda zjišťování přesnosti pohybu může sloužit k ověřování mnoha hypotéz a k řešení vědeckých otázek zaměřených na řízení

takových pohybů. Umožňuje rozšiřovat vědecké poznání a následně informace zde získané uplatňovat v praxi.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

V této kapitole se budeme snažit poskytnout informace nutné pro pochopení rozsáhlé problematiky jednoduchého pohybu v loketním kloubu. Budeme se zabývat anatomií, kineziologií a řízením pohybu. V neposlední řadě se v této části práce budeme více věnovat již konkrétnějším charakteristikám tohoto pohybu.

2.1 Anatomie loketního kloubu

Kloub loketní (*articulatio cubiti*) je kloub složený. Stýkají se zde tři kosti: humerus, ulna a radius.

2.1.1 Spojení loketního kloubu

Loketní kloub má tato spojení: *articulatio humeroulnaris* a *articulatio humeroradialis*. K tomu se ještě přidává *articulatio radioulnaris proximalis*.

Articulatio humeroulnaris tvoří kladkový kloub mezi *trochlea humeri* a *incisura trochlearis ulnae*.



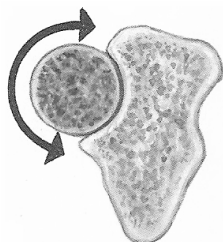
Obrázek 1. Řez humeroulnárním skloubením (Čihák, 2001, 244)

Articulatio humeroradialis je kulovitý kloub mezi *capitulum humeri* a *fovea capitis radii*.



Obrázek 2. Řez humeroradiálním skloubením (Čihák, 2001, 244)

Articulatio radioulnaris proximalis tvoří kolový kloub mezi incisura radialis ulnae a circumferentia articularis hlavice radia.



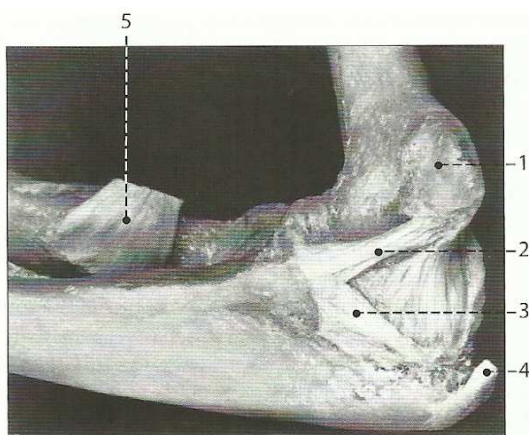
Obrázek 3. Řez proximálním radioulnárním skloubením (Čihák, 2001, 244)

Kloubní pouzdro obemyká všechna tři spojení, nechává volné epikondyly pro začátky předloketních svalů, na ulně se upíná na okraji kloubních ploch, na radius sestupuje až na krček jako recessus sacciformis kloubního pouzdra. Pouzdro je tenké ventrálně i dorsálně. Nad olekranonem je chráněno úponovou šlachou trojhlavého svalu pažního. Po stranách je pouzdro zesíleno ligamenty (Čihák, 2001).

2.1.2 Ligamenta loketního kloubu

Loketní kloub obsahuje *postranní vazy*, které vybíhají od epikondylů humeru. Tyto vazy jsou *ligamentum collaterale radiale* (zevní postranní vaz) a *ligamentum collaterale ulnare* (vnitřní postranní vaz). Ligamentum collaterale ulnare je složen ze tří pruhů upravených do tvaru trojúhelníku: *ligamentum olecranohumerale*, *ligamentum humerocoronoideum* a *ligamentum obliquum*.

Distální zakončení pouzdra mezi radiem a ulnou tvoří *ligamentum quadratum*. *Ligamentum anulare radii* podchycuje jako prstenec krček radia a je připojeno k ulně.



Obrázek 4. Ligamenta loketního kloubu – vnitřní plocha, 1 – epicondylus medialis, 2 - ligamentum humerocoronoideum, 3 – ligamentum olecranohumerale, 4 - úpon m. triceps brachii, 5 – úpon m. biceps brachii (Dylevský, 2009,114)

2.1.3 Svaly loketního kloubu

Svaly provádějící flexi loketního kloubu

Mezi hlavní flexory loketního kloubu patří m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. brachialis. Autoři se v řazení svalů k pomocným flexorům rozcházejí. Podle Travell a Simons (1982) mají pomocnou funkci při flexi lokte tyto svaly: m. extensor carpi radialis longus, m. supinator (když je předloktí v postavení mezi supinací a pronací), m. pronator teres a m. palmaris longus.

V dalším textu popíšeme hlavní flexory loketního kloubu. Vycházíme z Čiháka (2001) a z Travell a Simons (1982). Při zájmu o hlubší studium pomocných flexorů loketního kloubu odkazujeme na tuto literaturu, pro naši práci nemá jejich další rozvádění velký význam.

Musculus biceps brachii má dvě hlavy. Caput breve začíná na processus coracoideus. Caput longum na tuberculum supraglenoidale. Caput longum jde nitrem kloubu, obalena synoviální pochvou, která vystupuje kaudálně z kloubu do sulcus intertubercularis jako vagina synovialis intertubercularis. Všechny tři hlavy se upínají silnou šlachou na tuberositas radii a plochou povrchovou šlachou – aponeurosis musculi synovialis intertubercularis (lacertus fibrosus) na pvrchovou předloketní fascii na ulnární straně. Funkcí m. biceps brachii v ramenním kloubu je flexe. Této flexe se při vnitřní rotaci účastní obě hlavy, při neutrálním postavení spíše krátká hlava. Caput longum při zevní rotaci asistuje při abdukci. Caput breve se podílí na flexi, addukci a horizontální addukci v ramenním kloubu. M. biceps brachii je hlavní flexor loketního kloubu. Provádí také supinaci předloktí. Tento sval je inervován n. musculocutaneus.

Musculus brachioradialis začíná na crista supracondylaris lateralis humeri a septum intermusculare brachii laterale. Sval se upíná na processus styloideus radii. Jeho funkcí je flexe v loketním kloubu. Dále z maximální supinace pronuje do středního postavení a z maximální pronace supinuje do středního postavení. Inervován je n. radialis (r. superficialis).

Musculus brachialis začíná na distální polovině přední strany humeru a laterálním intermuskulárním septu. Upíná se na tuberositas ulnae pod processus coronoideus. Funkcí je flexe v loketním kloubu při supinaci i při pronaci. Inervace je zprostředkována n. musculocutaneus. Část hlubokých snopců na radiální straně dostává větevku z n. radialis.

Svaly provádějící extenzi loketního kloubu

Stejně jako u flexorů loketního kloubu jsme vycházeli z Čiháka (2001) a z Travell a Simons (1982).

Musculus triceps brachii má tři hlavy. *Caput longum* začíná na *tuberculum infraglenoidale scapulae*. *Caput mediale* jde od dorsální plochy humeru, distálně od *sulcus nervi radialis*, a od *septum intermusculare brachii mediale a laterale*. *Caput laterale* jde od dorsální plochy humeru, proximálně od *sulcus nervi radialis*, a od *septum intermusculare brachii mediale a laterale*. Všechny tři hlavy se upínají v rozsáhlé úponové šlaše na *olecranon*. *Caput longum* provádí extenzi a addukci v ramenním kloubu. V loketním kloubu všechny tři hlavy způsobují extenzi. Sval je inervován *n. radialis*.

Musculus anconeus začíná na *epicondylus lateralis humeri* a upíná se na *olecranon ulnae*. Pomáhá při extenzi loketního kloubu a je inervován, stejně jako *m. triceps brachii*, *n. radialis*.

2.1.4 Rozsahy pohybů v loketním kloubu

Normální rozsah extenze je 0° s výjimkou především žen a dětí s hypermobilitou, pak je v některých případech možná extenze $5-10^\circ$ (Kapandji, 1982). Podle Velého (2006) může tato hypermobilita vzniknout i u sportovců intenzivním tréninkem.

Rozsah aktivní flexe je $0-145^\circ$. Rozsah pasivní flexe je $0-160^\circ$ (Kapandji, 1982).

2.1.5 Kineziologie loketního kloubu

Loketní kloub představuje mechanické spojení mezi paží a předloktím. Flexe lokte umožňuje např. základní lidskou činnost jako je dopravení potravy do úst. Proto bývá nazýván *m. biceps brachii* jako „sval potravy“ (Kapandji, 1982). Travell a Simons (1982) tento sval nazývá „tříkloubovým motorem“, protože překračuje tři klouby: ramenní kloub, loketní kloub a proximální radioulnární kloub. Tyto klouby spolu proto při pohybech loketního kloubu souvisejí.

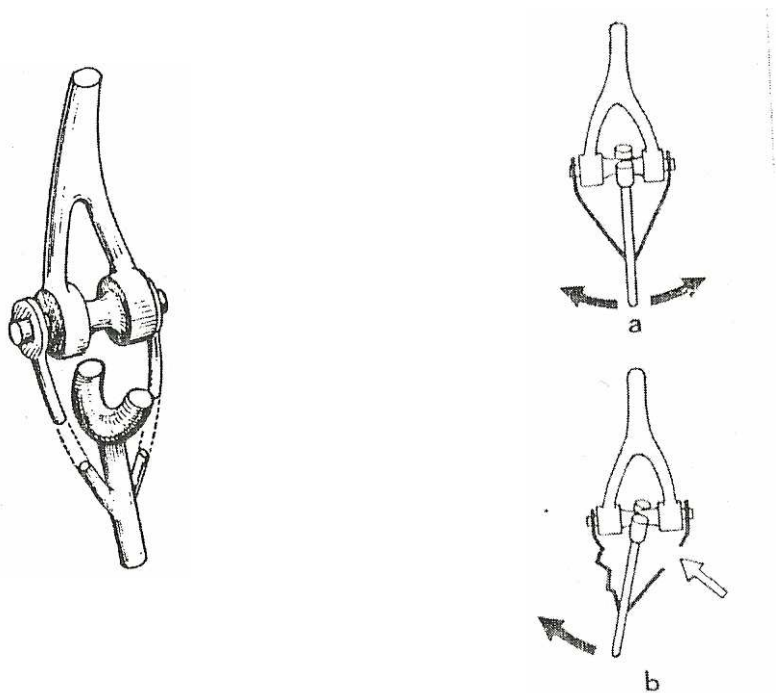
Kloubní plochy

Distální konec humeru má dva kloubní povrchy – *trochlea* a *capitulum humeri*. *Trochlea* má tvar kladky, *capitulum* má tvar polokoule. Proximální konec dvou předloketních kostí má dva povrchy, které odpovídají kloubním povrchům na humeru – *incisura trochlearis ulnae* a *fovea capitis radii*. Zářez na ulně se rozšiřuje superiorně v *processus olecrani* a v *processus coronoideus* anteriorně a inferiorně. *Fovea*

capitis radii má konkávní tvar, který odpovídá konvexnímu tvaru capitulum humeri. Nad kloubními povrchy distálního konce humeru se nacházejí dvě konkavity. Anteriorně to je fossa coronoidea, do které zapadá processus coronoideus během flexe. Posteriozně to je fossa olecrani, do které zapadá processus olecrani během extenze. Tyto fossy teoreticky zvětšují rozsah pohybu v loketním kloubu do 180° . Navzájem spolu komunikují a vytvářejí tak tenkou plochu, která je ohraničena dvěma pilíři končící v epikondylech. Vytváří se tak tvar podobný vidličce. Podle Dylevského (2009) má vlastní plocha tohoto trojúhelníku velmi tenkou stěnu. Proto jsou tak časté zlomeniny distálního konce humeru. Distální konec humeru leží před osou humeru v úhlu 45° . Incisura trochlearis leží před osou také v úhlu 45° . Tento odklon umožňuje teoretickou flexi lokte až do 180° , kdy leží humerus a ulna paralelně vedle sebe, kdyby tento odklon nebyl přítomen, byla by flexe limitována úhlem 90° (Kapandji, 1982).

Ligamenta

Mechanický model představuje loketní kloub jako vidlici na distálním konci humeru, kterou podpírá kladka. Půl kroužek (incisura trochlearis) má tvar přizpůsobený tak, aby nalehl do kladky. Ligamenta drží tento půl kroužek na kladce a zabraňují bočním pohybům, které mohou vést k dislokaci kloubu (Kapandji, 1982).



Obrázek 5. Mechanický model loketního kloubu (Kapandji, 1982, 81)

Omezení flexe a extenze

Extenze je podle Kapandjiho (1982) omezena třemi faktory:

1. náraz processus olecrani na fossa olecrani
2. napětí anteriorních ligament kloubu
3. odpor flexorů lokte

Jestliže extenze pokračuje přes tyto limitní faktory dochází k zlomenině olecranonu a roztržení kloubního pouzdra nebo dochází k roztržení kloubního pouzdra a ligament s posteriorní dislokací kloubu. Svaly většinou ovlivněny nejsou, ale může dojít k roztržení nebo pohmoždění arterie brachialis (Kapandji, 1982).

Podle Kapandjiho (1982) omezení flexe závisí na tom, jestli se jedná o aktivní nebo pasivní pohyb. Limitující faktory *aktivní flexe* jsou:

1. dotyk svalů paže a předloktí má výraznější vliv u svalnatých jedinců
2. jiné faktory – dotyk odpovídajících kostních ploch a napětí kapsulárních ligament nejsou významné

Omezení *pasivní flexe*:

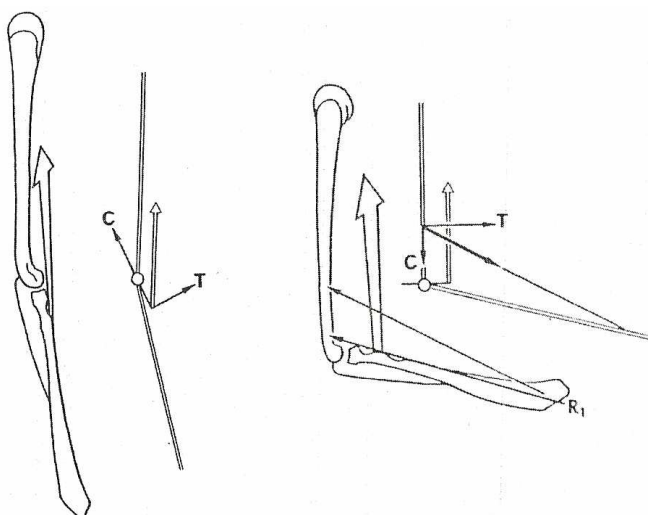
1. Relaxované svaly se mohou proti sobě oploštit a dovolit flexi za 145 stupňů a svůj význam získávají i jiné faktory
2. dotyk caput radii proti fossa radialis a processus coronoidei proti fossa coronoidea
3. napětí posteriorních kapsulárních ligament
4. napětí v m. triceps brachii

Svaly loketního kloubu

Flexory lokte pracují nejúčinněji, když je loket flektován v 90^0 . (Kapandji, 1982).

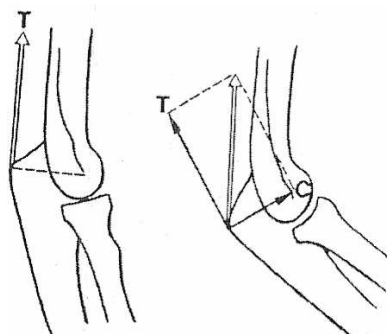
Rozkladem šlachové síly svalu získáváme dvě komponenty – rotační složku (tangenciální) a normálovou složku (stabilizační). Normálová složka směřuje do centra kloubu. Rotační složka vykonává pohyb. Kapandji (1982) řekl, že když je loketní kloub v extenzi, směr sil, které jsou vyvíjeny svaly, je téměř paralelní k ose pažní páky.

V extenzi je rotační složka slabší na rozdíl od jiných pozic. Když je loketní kloub ve střední flexi, je tah svalu kolmý k pažní páce. Potom normálová složka je téměř nulová a rotační složka téměř totožná s tahem svalu, proto je tato složka plně využita na flexi loketního kloubu. Nejvyšší účinnosti dosahuje m. biceps brachii v úhlu $80-90^0$, m.brachioradialis mezi 100 a 110^0 . (Kapandji, 1982).



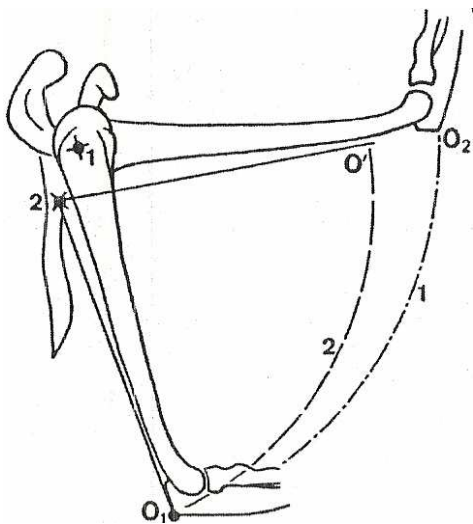
Obrázek 6. Rozklad sil: vlevo – m. biceps brachii (C – normálová složka, T – rotační složka), vpravo – černé šipky m. brachioradialis, bílé m. biceps brachii (Kapandji, 1982, 89)

Extensor lokte je nejúčinnější při flexi lokte v rozsahu $20-30^{\circ}$. V tomto úhlu je normálová složka téměř nulová a rotační složka se podobá tahu svalu. Při plné extenzi se snaží normálová složka dislokovat ulnu posteriorně. Když je loketní kloub flektován za $20-30^{\circ}$, klesá účinnost rotační složky a narůstá účinnost normálové složky. Při plné flexi vlákna m. triceps brachii naléhají na povrch processus olecrani, takže jsou jako na kladce, což pracuje proti ztrátě jejich účinnosti. Navíc zde má roli skutečnost, že vlákna jsou maximálně protažena, tudíž síla jejich kontrakce je maximální, což kompenzuje ztrátu této účinnosti (Kapandji, 1982).



Obrázek 7. Rozklad sil – m. triceps brachii (C – normálová složka, T – rotační složka) (Kapandji, 1982, 91)

Účinnost m. triceps brachii závisí také na pozici ramene, protože se jedná o dvoukloubový sval. Vzdálenost mezi úponem a začátkem svalu je větší, když je rameno ve flexi 90^0 , než když visí podél těla. Podmínkou je, že loket je v podobné pozici (největší účinnost $20\text{--}30^0$ – viz. výše). Je to dáno tím, že oblouk kruhu, který opisuje při pohybu do flexe loketního kloubu humerus a m. triceps brachii není totožný. M. triceps brachii musí být pasivně protažen, aby dosáhl na konec oblouku humeru. Proto je triceps silnější, když je rameno ve flexi. Triceps je také silnější, když je loket i rameno extendováno ve stejnou dobu (ze startovní pozice 90^0 flexe v rameni). Triceps je nejslabší, když je loket extendován ve stejnou dobu, jako je rameno flektováno. V tomto případě dlouhá hlava tricepsu bojuje se dvěma protichůdnými antagonistickými pohyby (Kapandji, 1982).



Obrázek 8. Závislost pozice ramene na účinnosti m. triceps brachii (Kapandji, 1982, 91)

2.2 Řízení motoriky

Lidský pohyb je řízen a monitorován nervovým systémem. Nervové řízení odpovídá jak za vykonání jednoduchého pohybu, kterého se účastní pouze několik svalů, tak i komplexního pohybu umožněného funkcí mnoha svalů. Přesnost pohybu je úkol, který vyžaduje dokonalou koordinaci svalů a správný odhad jejich síly (Hamil & Knutzen, 2003).

2.2.1 Proprioceptory

Proprioceptory slouží k podávání informací centrální nervové soustavě o současném stavu pohybové soustavy. Všechny proprioceptivní údaje (svalových, šlachových a kloubních receptorů) jsou součástí zpětnovazebních informací (feedback) o průběžném

stavu pohybového segmentu. Zároveň slouží k přednastavení dráždivosti (feedforward) (Velé, 2006).

Svalová vřeténka

Svalová vřeténka jsou uložena paralelně mezi svalovými vlákny. Svalová vřeténka jsou intrafuzální vlákna na rozdíl od extrafuzálních vláken – kontrakčních složek svalu. Informují CNS o délce svalu. Reagují na pasivní protažení svalu. Čím je větší protažení svalu, tím je větší podráždění.

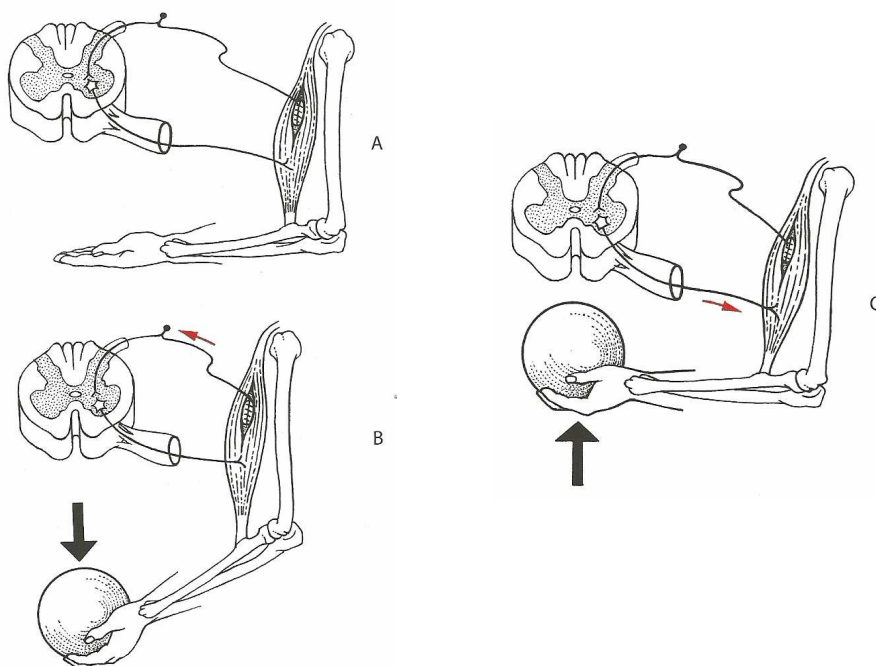
Svalová vřeténka reagují na rychlé (fázické) změny délky svalu při pohybu a na dlouhodobé (tonické) změny při udržování polohy (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

Existují dva typy vláken, které vedou signály ze svalových vřetének do míšního segmentu – silná vlákna s rychlým vedením impulsů (typ Ia) končící anulospirálním zakončením v centrální části svalového vřeténka a tenká vlákna (typ II) končící na rozhraní centrální (senzitivní) a periferní (kontraktilní) oblasti keříčkovitým zakončením (Trojan et al., 2005).

Při natažení svalu stoupá frekvence akčních potenciálů v obou typech vláken, při zkrácení frekvence klesá. Vlákna Ia signalizují dynamické změny délky svalu (dynamická senzitivita). Odrážejí změny délky svalu a rychlost, s jakou se délka mění. Vlákna typu II přenášejí informace o statické délce svalu (Trojan et al., 2005).

Vřeténka jsou inervována A γ vlákny z formatio reticularis v mozkovém kmeni (Velé, 2006). Vlákna Ia jdou přímo na motoneurony, které inervují extrafuzální vlákna téhož svalu. Podle Velého (2006) pak aktivita zpětně míří do formatio reticularis a do mozečku. Odtud je pak řízena pohybová koordinace tím, že je upravována úroveň excitability motoneuronů.

Podle Dylevského (2009) je část aferentních vláken, které přichází ze svalového vřeténka zapojeno i na α motoneurony antagonistních svalů. Tím dochází při kontrakci agonistů ke ztlumení napětí antagonistů pomocí tzv. reciproční inervace. Bez této reciproční inervace by nemohl být vykonán koordinovaný pohyb. Tohle utlumení není úplné. Zbývající neutlumená aktivita chrání kloubní pouzdra a vazy před prudkými pohyby.



Obrázek 9. Funkce svalového vřeténka A – „klidový stav“, B – protažení svalu (zvýšená aktivita vřeténka), C – svalová kontrakce (Dylevský, 2009, 42)

Golgiho šlachové tělísko

Šlachová tělíska se nacházejí na rozhraní svalu a šlachy. Jsou zapojena v sérii se svalovými vlákny. Reagují na pasivní protažení a daleko citlivěji na svalovou kontrakci. Aktivují se při napnutí šlachy. Velé (2006) říká, že práh dráždivosti je vyšší a nelze ho dopředu upravovat jako u vřeténka. Golgiho šlachové tělísko vlastní sval inhibuje a antagonistu facilituje.

Kloubní receptory

Reagují na změny napětí v kloubním pouzdru – dochází k napínání pouzdra na konvexní straně kloubu (četnost výbojů vysoká) a řasení na konkávní straně (četnost výbojů nízká). Existují kloubní receptory s pomalou a rychlou adaptací. Ty s pomalou adaptací signalizují polohu kloubních segmentů a fungují jako goniometr. Ty s rychlou adaptací reagují na změnu rychlosti v kloubu a působí jako tachometr (Velé, 2006).

Petřek (1991) prohlásil, že byla prokázána vzruchová aktivita jen při extrémní flexi a extenzi v kloubu a v mezipolohách je tato aktivita minimální nebo žádná. Takže kloubní receptory nehrají rozhodující roli při uvědomování si vzájemné polohy jednotlivých

segmentů (statestézie) a při uvědomování si směru, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubu (kinestézie).

2.2.2 Motorický systém volního pohybu

Zjednodušeně řečeno řízení volního pohybu ovládá CNS dvěma druhy aktivit: stimulující emocionální aktivita (podnět) a brzdící racionální aktivita (úvaha). Dochází k odezvě na senzorický podnět provázený emocí rozhodující o intenzitě pohybu. Při slabé emoci je pohybová odezva slabá nebo žádná. Silná emoce vyvolává intenzivní až překotnou pohybovou reakci. Racionální úvaha pohyb přibrzdí. Aby byl pohyb koordinovaný je třeba vyváženosti obou druhů kontroly. Silná emoce a slabá racionální kontrola vede k intenzivní hůře koordinované pohybové reakci. Dlouhým racionálním uvažováním dochází ke zpomalení až inhibici pohybového rozhodnutí (Velé, 2006).

Řízení pohybu probíhá obousměrnou výměnou informací mezi CNS a výkonnými orgány. Ty nemusí vždy zareagovat správně, a proto se pohyb odchýlí od záměru. Aby k tomu nedošlo, má řídící orgán z proprioceptivních receptorů ve svalech, šlachách, kloubech a vestibulárním aparátu, ale i z kožních, zrakových a sluchových receptorů informace o tom, jak byl řídící příkaz vykonán. Tyto informace se porovnávají v CNS s vyslanými příkazy. Vyhodnocení rozdílu provádí mozeček. Korekce pohybu se provádí v jeho průběhu v několika cyklech. První cyklus opraví odchylku zhruba, pak následuje další kontrola průběhu pohybu, tento postup pokračuje vícekrát. Čím je pohyb pomalejší, tím se uskuteční více korekčních cyklů a tím je pohyb přesnější. Velmi rychlé pohyby se po spuštění nedají korigovat vůbec, protože rychlost šíření vzruchu po nervovém vlákne (5–100 m/s) je pomalá. K tomu ještě dochází ke zpoždění na synaptických převodech řídícího nervového aparátu. Přenos senzorických informací je zajišťován více cestami, počet senzitivních zpětnovazebních drah výrazně převyšuje počet příkazovacích motorických drah. Tohle svědčí o značném významu senzorické informace na průběh pohybu (Velé, 2006).

Každý volný pohyb má dle Králíčka (1997) několik fází:

1. motivace – vztah k limbickému systému
2. senzorická analýza okolního prostředí
3. plán akce – dle Králíčka jsou prostorové souřadnice objektů transformovány ze senzorického do motorického systému, kde na jejich základě vzniká strategie k dosažení cíle

4. program pohybu – vzniká na základě vybrané strategie – určení sekvencí, doby trvání a intenzity kontrakcí všech svalů nutných k provedení cíleného pohybu
5. iniciace a realizace pohybu

Králíček (1997) říká že se v celé procesu uplatňují následující nervové struktury:

- a. zadní parietální (asociační) korová oblast
- b. prefrontální korová oblast
- c. doplňková (suplementární) motorická korová oblast
- d. premotorická korová oblast
- e. basální ganglia a cerebrální mozeček
- f. primární motorická korová oblast

A z toho podle Králíčka (1997) se senzorické analýzy prostředí, vypracování plánu a programu pohybu - přípravná fáze úmyslného pohybu, účastní následující korové oblasti:

- zadní parietální (asociační) oblast
- prefrontální korová oblast
- doplňková motorická korová oblast

Na realizaci úmyslného pohybu se uplatňují dvě oblasti:

- premotorická korová oblast
- primární motorická korová oblast

2.2.3 Přehled jednotlivých oblastí

Mozková kůra

V této části mozku je aktivita neuronů velmi vysoká. Mozková kůra se skládá ze dvou hlavních typů nervových buněk – pyramidové buňky a granulózní buňky. Kůra má charakteristickou vrstvou strukturu. Vstupní signály (aferentní) přicházejí zejména z thalamických jader. Thalamická jádra hrají roli přenosu, vysílající informace s periferie, mozečku a basálních ganglií (Latash, 2008).

Zadní parietální (asociační) oblast

Tato oblast pravděpodobně uskutečňuje výběr a zpracování vhodné senzorické informace nutné k zdárnému provedení úmyslnému pohybu. Léze této oblasti způsobuje deficit podobný apraxii – ztrátu schopnosti provádět nacvičené účelné pohybové výkony. Podstatou poruchy je neschopnost využít senzorické informace k vytvoření adekvátního pohybového plánu a programu (Králíček, 1997).

Prefrontální korová oblast

Předpokládá se, že tato oblast se účastní na vypracování plánu pohybu (Králíček, 1997).

Dorsolaterální prefrontální kortex dozrává jako jedna z posledních částí mozku a hraje klíčovou roli v kognitivních procesech, jako je pracovní paměť a senzorická pozornost (Goble, Lewis, Hurvitz a Brown, 2005).

Motorický kortex

Oblast motorické kůry se nachází v korové oblasti frontálního laloku hemisféry. Zde existují tři funkční motorické oblasti, které se od sebe liší strukturou, skladbou aferentních a eferentních spojů a dráždivostí (Trojan et al., 2005).

Primární motorická korová oblast

Primární motorická korová oblast je uložena na povrchu gyrus praecentralis a zasahuje na přední stranu sulcus centralis. Jedná se o Brodmanovu areu 4. Bylo dokázáno, že je tato oblast somatotopicky organizována do motorického humuncula. Oblast obsahuje Betzovy pyramidové buňky. Korové okrsky pro jemné pohyby ruky, prstů, jazyka a hlasivek jsou mnohem rozsáhlejší než okrsky pro svaly trupu nebo svaly dolní končetiny. Při stimulaci nejsou nikdy vybaveny složité pohyby, ale vždy jednoduché pohyby jako je flexe nebo extenze. (Trojan et al., 2005).

Bylo prokázáno, že primární motorická oblast je tvořena mozaikou malých korových polí. Jejich stimulací lze vyvolat pohyby, jeden pohyb je reprezentován ve více korových polích. (Trojan et al., 2005).

Také dle Králíčka nejsou v primární motorické korové oblasti reprezentovány svaly, ale pohyby. Podle Ganonga (1995) jsou v této oblasti reprezentovány jak svaly, tak pohyby. Existují pozorování, která zjistila přítomnost významného překrývání inervovaných svalů a někdy je řízení inervace antagonistů odděleno značnou vzdáleností.

Průtok krve se v této oblasti zvyšuje při provedení pohybu, pouhá představa pohybu průtok nezvyšuje (Trojan et al., 2005).

Premotorická korová oblast

Tato oblast je uložena před primární motorickou oblastí na konvexitě hemisfér. Jedná se o Brodmannovu areu 6. Drážďení také vyvolá pohyby, ale je třeba vyšší intenzity proudu k jejich vyvolání. Tyto pohyby jsou ve srovnání s motorickou oblastí hrubší a mají

často komplexní synergistický charakter. Tato oblast má nejspíše význam pro kontrolu pohybů řízených zrakem. V této oblasti se zvyšuje průtok krve, když je pokusná osoba instruována, aby provedla pohyb určitým směrem a do určité vzdálenosti. Toto pole má určitou úlohu při provádění komplexních volných pohybů, hlavně těch, k jejichž přípravě a provedení je potřeba zrakové kontroly (Trojan et al., 2005).

Tato oblast hraje roli v kontrole pletencového a axiálního svalstva, provádí realizaci motorického plánu a programu, které byly vypracovány v prefrontální a suplementární motorické korové oblasti. Zahajuje iniciační fázi volního pohybu, ve které dochází ke stáčení očí, hlavy, trupu a končetin směrem k cíli motorického aktu – realizuje postojové pozadí (Králíček, 1997).

Doplňková korová motorická oblast (supplementary motor area, SMA)

Je lokalizována na mediální ploše gyrus frontalis superior (Brodmannova area 8) (Králíček, 1997).

Průtok krve se zvyšuje v této oblasti nejen při provedení pohybu, ale i při pouhé představě pohybu. SMA je motorickou oblastí, která se podílí na programování pohybů a je pravděpodobně předřazena primární motorické oblasti (Trojan et al., 2005).

Součinnosti hemisfér

Hemisféry spolu navzájem spolupracují. Pouze koordinovaná, neporušená činnost obou hemisfér umožňuje optimální analýzu signálů z periferie, vypracování adekvátních motorických programů a zajištění specificky lidských psychických funkcí. Levá hemisféra obsahuje centra pro řeč, řídí pohyby pravé poloviny těla a zvláště se uplatňuje při řízení pohybů pravé horní končetiny. Zpracovává smyslové podněty. Umožňuje vyšší symbolické procesy (slovní označení jevů, matematické a logické myšlení). Pravá hemisféra zpracovává smyslové podněty spíše procesy syntetickými (globálními). Tyto procesy umožňují vnímání složitých zrakových a sluchových podnětů zvláště s emotivní složkou. Nejdůležitější spojení obou hemisfér představuje corpus callosum (Trojan et al., 2005).

Bazální ganglia

Obsahují následující útvary: nucleus caudatus, putamen, globus pallidus, nucleus subthalamicus (corpus Luyisi), substantia nigra.

Většina neuronů bazálních ganglií zvyšuje svou vzruchovou aktivitu před započatím pohybu. Proto se bazální ganglia zřejmě účastní na programování pomalých a ustálených

pohybů (Trojan, 2005). Velé (2006) říká, že bazální ganglia jsou pokládána za funkční generátor pomalých pohybů spojený s posturální funkcí. Umožňují provádět pomalý plynulý pohyb.

K aktivaci bazálních ganglií nevedou pasivní pohyby ani pohyby prováděné pod senzorickou kontrolou. Při provádění aktivních pohybů jsou bazální ganglia aktivována zejména, když je třeba vybírat z několika možných pohybů - aktivace premotorické korové oblasti a střední třetiny putamen. Při provádění nových pohybů se aktivuje dorzolaterální kůra, nucleus caudatus a přední část putamen. Při provádění naučených pohybů se aktivuje senzomotorická kůra a zadní třetina putamen (Trojan et al., 2005).

Mozeček

Mozeček lze rozdělit na tři funkční oblasti.

Vestibulární mozeček slouží k udržování vzpřímené polohy těla při stoji a chůzi (Králíček, 1997).

Spinální mozeček se někdy označuje jako paleocerebellum – předpokládá se, že dostává kopii vzorců, které vysílá motorická kůra během realizace pohybů k motoneuronům (Trojan, 2005). Podle Ganonga (1995) a podle Velého (2006) zde přicházejí také propioceptivní vstupy z těla a informace pak spinální mozeček porovnává plánem pohybu. Pokud je mezi úmyslem a pohybem diskrepance, upraví tato část vzniklý rozdíl. Tímto spinální mozeček vyhlazuje a koordinuje nastupující pohyby. Dle Velého (2006) přicházejí do mozečku signály z okolí i z centra dvěma typy vláken. Šplhavá vlákna vedou signál přímo. Mechová vlákna přes složitou interneurální síť. Signál se tedy dostane do mozečku ve dvou rozdílných okamžicích, což dovoluje hodnotit dění mezi dvěma časovými okamžiky a odhadnout tak průběh pohybu. Jedná se o feedforwardovou dopřednou vazbu.

Cerebrální mozeček se označuje jako neocerebellum. Je to oblast, která se s mozkovým kortexem a basálními ganglií účastní plánování a programování volných pohybů (Králíček, 1997).

Mozeček je nazýván funkčním generátorem rychlých pohybů. Je to důležitý řídicí mechanismus pohybové koordinace a orientace v čase a prostoru (Velé, 2006).

Podle Ganonga (1995) má mozeček významnou úlohu v motorickém učení. Má vliv na naučené vyhlazení a zpřesnění pohybu.

2.2.4 Vznik pohybu z hlediska neuromuskulárního spojení

Pohyb může začít, když je aktivací signál dopraven z nervového systému ke svalu. Tento signál je veden přes axony, přes neuromuskulární spojení ke svalovým vláknům. Podkladem pro to všechno je vlastnost systému, kterou je vzrušivost membrány nervu a svalových buněk. Tyto membrány se nazývají axolemma a sarcolemma. Membrány se skládají z lipidové dvojvrstvy obsahující proteiny a jsou semipermeabilní. Funkce proteinů je strukturální, enzymatická, receptorová. Slouží také jako kanály a pumpy. Membrány jsou obklopeny intracelulárními a extracelulárními tekutinami, které obsahují různé koncentrace iontů (zejména Na^+ , K^+ a Cl^-). Každý z těchto iontů má jinou koncentraci uvnitř a vně membrány. Rozložení náboje určuje elektrický potenciál. Dochází k rovnováze mezi dvěma silami – elektrickou silou (přitažlivost a odpudivost nábojů) a koncentračním gradientem (Enoka, 2002).

Membrána v podmínkách ustáleného stavu nevede signál a elektrický potenciál na membráně je relativně konstantní – klidový membránový potenciál. Jeho velikost je okolo 60–90 mV s negativním nábojem uvnitř. V klidovém stavu je zabráněno Na^+ , aby zůstal v buňce. Tohle umožňuje funkce Na^+/K^+ pumpy, K^+ pak zůstává uvnitř. Aktivita Na^+/K^+ pumpy drží Na^+ v extracelulární tekutině a K^+ v intracelulární tekutině (Enoka, 2002).

Depolarizace je změna membránového potenciálu, kdy se membrána stává méně polarizovanou až k nule. K tomu dochází narušením iontové distribuce – negativní ionty se přemísťují ven nebo pozitivní ionty dovnitř. Pohyb negativních iontů dovnitř nebo uchovávání pozitivních iontů vně membrány zapříčiňuje větší polarizaci membrány – hyperpolarizaci. Přemístění iontů přes membránu nastává díky změnám na ní. Ty jsou indukovány chemicky (neurotransmitery), elektricky (variace membránového potenciálu) nebo mechanicky (skřípnutím nebo prodloužením nervového zakončení). Tyto změny jsou popsány jako vrátkové změny membránové permeability. Ionty Na^+ a K^+ putují membránou přes proteinové struktury – iontové kanály. Otevření nebo uzavření iontových kanálů vyžaduje změny ve struktuře proteinu. Vrátkové kanály mohou být napětově řízené, řízené neurotransmiterem, tlakem, atd. Vrátkové změny vedou ke změně membránového potenciálu. Změny jsou dvou typů: synaptický potenciál a akční potenciál. Oba typy potenciálů jsou způsobeny podobným mechanismem – posunem iontů přes membránu. Synaptický potenciál funguje jako „předchůdce“ akčního potenciálu. Akční potenciál se skládá ze čtyř fází: depolarizace, přestřelení, repolarizace a hyperpolarizace. Během depolarizace dochází k poklesu potenciálu na membráně. Během přestřelení dochází

ke kompletnímu obrácení potenciálu tak, že vevnitř je pozitivní náboj oproti vnějšku. Repolarizace znamená, že nárůstá potenciál na membráně. Hyperpolarizační fáze, která je obecně delší než předchozí tři fáze, představuje interval, kdy je membránový potenciál více negativní než za podmínek ustáleného stavu. Tyto změny na membráně vedou ke změně vodivosti pro Na^+ a K^+ . Influx Na^+ nastává před efluxem K^+ a nárůst vodivosti pro Na^+ trvá jen krátce. Proto membrána nejdříve prochází depolarizací a poté repolarizací. Zvětšená permeabilita pro Na^+ nastává jako první, vzniká depolarizace membrány. Toto je ukončeno změnami v permeabilitě pro K^+ . Na závěr akčního potenciálu (asi 2,5 ms) se Na^+ vrátí do klidové úrovně, zatímco K^+ vodivost je větší než normálně. Proto dochází k hyperpolarizaci. $\text{Na}^+\text{-K}^+$ pumpa postupně navrátí potenciál do ustálené úrovně. V zotavovací fázi je membrána více polarizovaná než normálně, proto jsou obtížnější podmínky pro vznik jiného akčního potenciálu – refrakterní fáze (Enoka, 2002).

Rychlost šíření je vyšší po nervových vláknech s myelinovou pochvou (až 120 m/s) než po vláknech bez myelinu (0,5–3 m/s), protože se vzruch šíří saltatorně, přeskokováním mezi Ranvierovými zářezy (zářezy myelinu) (Trojan et al., 2005).

Akční potenciál má charakter příkazu „vše nebo nic“. Základ pro vznik akčního potenciálu je ve formě synaptického potenciálu, ten může být excitační nebo inhibiční. Synaptický potenciál vzniká po uvolnění neurotransmiteru na synapsi. Jeho efekt závisí na amplitudě. Ta rozhoduje o tom, zda vznikne akční potenciál. Akční potenciál je založen na sumaci synaptických potenciálů. Prahové úrovně pro vznik akčního potenciálu je dosaženo, když se membránový potenciál odchýlí o 10–15 mV nad klidový potenciál. Chemická látka, která se uvolňuje na nervosvalové ploténce se nazývá acetylcholin (Enoka, 2002).

Motorická jednotka je skupina svalových vláken, které jsou inervovány jedním motorickým neuronem. Mechanická odezva na podráždění membrány svalového vlákna jednorázovým elektrickým podnětem je zkrácení svalového vlákna (Vaverka, 1995).

Vlákna jedné motorické jednotky jsou promíchána ve svalu s vlákny jiných motorických jednotek (Trojan et al.).

Vaverka (1995) řekl, že aby mohlo dojít ke kooperované a koordinované svalové činnosti, musí být svalové napětí gradováno. Existují dva mechanismy této gradace:

1. prostorová sumace
 - motorické jednotky se nezapojují do svalové činnosti ve stejném okamžiku
 - počet zapojených motorických jednotek do kontrakce – když je třeba produkovat větší úroveň svalové síly, zvyšuje se počet motorických jednotek zapojených do kontrakce

2. Časová sumace

– zvyšování frekvence vzruchů k motorickým jednotkám – 30Hz - stálá maximální odezva jedné motorické jednotky

2.3 Motorické učení

Z hlediska psychologie můžeme dělit pohyby na záměrné a bezděčné. Jejich dělákem je účast vědomí. Bezděčné pohyby jsou řízeny nižšími centry CNS a jejich provedení je zpravidla uvědomováno až dodatečně (Hošek & Rychtecký, 1975).

Dle Hoška a Rychteckého (1975) je motorické učení změna v pohybovém výkonu způsobená praxí nebo také druh učení, jehož výsledkem jsou pohybové dovednosti.

Dobrý (1997a, 1997b) rozlišuje tato stadia motorického učení:

1. *Kognitivní stadium* – dochází k „ohledávání“ nového pohybu, hledání a objevování potřebné koordinace jednotlivých částí těla. Toto stadium obsahuje prvky motivace (např. živá demonstrace), instrukce (slovní popis), počáteční praxe (počáteční provedení ukázky testovanou osobou může nastínit jakým směrem se ubírat), zpětné informace a korekce.
2. *Motorické stadium* – je období, kdy testovaná osoba začíná přibližně vykonávat celou požadovanou dovednost. Cílem je dosáhnout dlouhodobé retence, tzn. dlouhodobé udržení dovednosti v paměti a způsobilost kdykoliv si ji vybavit a vykonat. Učení se zaměřuje na efektivní pohyb, opět je provázena zpětnými informacemi a vedením testovaných osob k lepšímu vnímání vlastního pohybu.
3. *Autonomní stadium* – umožňuje automatické provedení dovednosti s nižší potřebou pozornosti, umožňuje vnímat i situaci a okolí a v některých činnostech například taktizovat. Vzniká za příznivých okolností po několika stech opakováních.

Fáze motorického učení podle Choutky, Brklové, & Votíka (1999):

- o *Vnímání a zpracování podnětu*
- o *Programování*
- o *Realizace řešení*

Ve fázi *vnímání a zpracování podnětu* hraje hlavní roli systém analyzátorů, kde má dominující roli kinestézie. Mozek sdružuje informace z jednotlivých analyzátorů ve formě slova. Slovo obsahuje všechny podstatné informace, které zobecňují a abstrahují vlastnosti

daného objektu a uchovává je v paměti ve formě obrazu. Utváří se představa o situaci. S tou úzce souvisí motivace. Motivace výrazně stimuluje řešení pohybového úkolu.

Ve fázi *programování* se uplatňují složité psychické procesy – procesy myšlení. Dochází k propojení psychiky a motoriky. Psychika představuje nejvyšší úroveň řízení a regulace pohybů. Rozhodující roli hraje pozornost. Ta zajišťuje směr myšlení k řešení úkolu. Činnostní myšlení čerpá z paměti. Rozsah a kvalita paměti tvoří obrovský zdroj, který se učením zkvalitňuje a rozšiřuje. Dalším předpokladem úspěšného programování jsou rozvinuté intelektuální schopnosti. S nimi souvisí pohybová inteligence. U koordinačních schopností jsou podstatné mechanismy řízení a regulace pohybů. Svou úlohu mají také zpětné vazby, díky nimž dochází k neustálé konfrontaci průběhu tvořících se programů s původními představami o situaci. Výsledkem programování je představa o řešení.

Při *realizaci* pohybového úkolu se uplatní procesy nervosvalové koordinace. Jsou řízeny z centra. Proces koordinace se skládá ze dvou složek. První zajišťuje posturální motoriku a na těchto základech se formuje druhá složka, která zajišťuje učením osvojené pohyby. Jedná se o záměrné pohyby, které vyžadují přesné, rychlé a koordinované provedení. I v této fázi se uplatní zpětnovazební složka pohybu.

Mechanismy motorického učení dle Hoška a Rychteckého (1975):

- o *Instrukce* – důležité je vytvoření správné představy o pohybu, je vhodné působit na více smyslových orgánů. Verbální instrukce má odpovídat mentální úrovni toho, kdo se učí a má být podána na úrovni o něco nižší než je horní hranice chápání. Visuální instrukce je například živá demonstrace. Lze použít i audiovizuálních pomůcek. Instrukce prostřednictvím pohybu jsou vhodné zejména tam, kde není možné kontrolovat pohyby ostatními smysly.
- o *Zpevnování* – subjekt, který se učí, si vytváří spojení mezi žádoucí formou a odměnou (povzbuzení, cena, známka, informace o správném provedení, atd.).
- o *Retence a zapomínání* - závisí na činitelích jako je charakter pohybové dovednosti, význam pohybové dovednosti pro subjekt, faktor času, podmínky a okolnosti učení, zapomínání pak nikdy není úplné.

Kollárovits a Teplická (1995) mezi motorické učení řadí aferentní složku (percepci), centrální složku (syntézu), eferentní složku (vykonávající složka) a zpětnovazební složku. Dle nich proces motorického učení závisí především na úrovni percepčních schopností

jedince. Stejní autoři provedli výzkum na souboru 30 dospělých jedinců, z toho bylo 14 žen. Rozdíly v motorickém učení v závislosti na pohlaví zatím nebyly odhaleny. Podstatou testů je desetinásobné opakování předem stanovené hodnoty daného parametru (prostoru, času, síly) a následný odhad poloviční úrovně bez zpětné informace. Po skončení vstupního měření byly testované osoby rozděleny do tří skupin. První skupina absolvovala motorické učení zaměřené na prostorovou, druhá časovou a třetí silovou úlohu s informací po každém pokuse. Motorické učení probíhalo tak dlouho, dokud testovaná osoba nedokázala zopakovat požadovaný testový parametr třikrát za sebou s tolerancí 1,5–2,5 %. Po skončení motorického učení proband absolvoval výstupní testování totožné se vstupním. Ve výsledcích jediný významný rozdíl v testu po procesu motorického učení byl nalezen v úloze polovičního prostorového odhadu. Znamená to, že ani proces motorického učení nedokázal výrazně zasáhnout do celkové úrovně senzomotorických schopností. V průběhu motorického učení vznikly tři typy jedinců. První typ měl dobré předpoklady jak v oblasti citění, tak v oblasti motorické paměti, což mu umožnilo v malém množství pokusů s malými odchylkami od zadané hodnoty dospět k požadované hodnotě. Druhý typ jedinců měl nízkou motorickou paměť, ale dobrou úroveň citění, což se projevilo v nesourodých hodnotách prvních pokusů, ale s trendem zlepšování odhadu až ke splnění testové úlohy. Třetí typ měl nízkou úroveň citění i motorické paměti, což se projevilo neschopností splnit danou testovou úlohu ani po větším množství pokusů a nesourodostí výsledků. Jako nejlehčí se ukázalo prostorové citění. Tolerance 1,5–2,5 % se ukázala jako přísné kritérium. V úlohách bylo možné jasně odlišit pásmo, v kterém můžeme předpokládat vliv motorického učení a pásmo, kde se výrazněji projevil vliv předpokladů jedince na danou schopnost.

2.4 Charakteristiky jednoduchého pohybu v kloubu

Jednoduchý pohyb v kloubu poskytuje určité zjednodušení a teoretický rámec pro studium složitých pohybů v multikloubním systému lidského těla (Latash, 1998).

2.4.1 Základní pojmy

Variabilita pohybu

Jedná se o odlišnost v provedení pohybu v závislosti na různých pokusech. Kromě toho ještě existuje individuální charakter provedení úlohy každé osoby (Latash, 2008).

Variabilita neboli pohybová nepřesnost je vysvětlována informačním šumem při vedení informace z CNS k motorickým jednotkám svalu. Také se zde uplatňuje vliv reflexních oblouků. Dochází k tomu, že síly účastníků se kontrakce, nejsou přesně ty, které byly požadovány. Variabilita stoupá s vzestupem těchto sil asi do 70% maxima. Potom klesá (Schmidt, 1991).

Čelíkovský (1963) na variabilitu pohlíží jako na důsledek chyb pozorování způsobených nepřesnostmi přístrojů apod. Také to může podle něj být důsledek měnících se podmínek v čase. Při testování různých osob může být variabilita způsobena růzností podmínek, jejichž působení jsou osoby vystaveny.

Isokinetický pohyb

Jedná se o pohyb charakterizovaný konstantním svalovým napětím. Ve studiích loketního kloubu se ho dosahuje omezením na horizontální rovinu. Ve skutečnosti ale takový pohyb neexistuje.

Agonista

Podle Latashe (2008) je to sval, jehož aktivace zrychluje pohyb končetiny a zvyšuje moment otáčení v kloubu v požadovaném směru.

Antagonista

Latash (2008) říká, že se jedná o sval, jehož aktivace brzdí pohyb a odporuje momentu otáčení kloubu vyvinutého agonistou.

2.4.2 Vztah mezi zadáním a výstupními veličinami

Ve většině studií je zjišťován vztah mezi zadáním a výstupními parametry. Při pohybu v jednoduchém kloubu můžeme požadovat určitou amplitudu pohybu, rychlost, měnit zevní zatížení, vyžadovat přesné provedení pohybu a další. Při měření pak získáváme výstupní parametry: kinematické proměnné (pozice kloubu, rychlost, zrychlení aj.), kinetické proměnné (moment otáčení kloubu a jeho derivace), EMG, indexy přesnosti (variabilita

konečné pozice nebo procento pokusů, při kterých dosáhneme cíle) a jiné zaznamenané a vypočítané indexy (Latash, 2008).

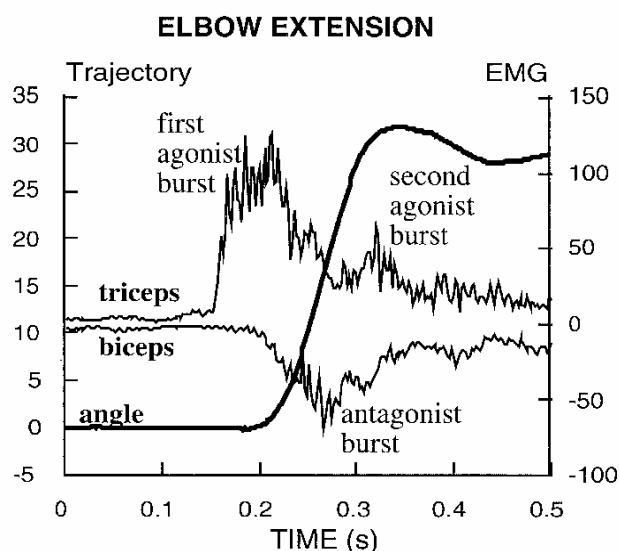
Vztah mezi zadáními a výstupními parametry nebo proměnnými je příkladem typické „černé skříňky“, ve které se studují vstupní a výstupní vztahy za účelem ověření hypotéz na vnitřní struktuře a nebo principů fungování „černé skříňky“. Výstupní parametry jsou pak charakterizovány normální variabilitou. Nemůžeme očekávat absolutně identické signály ani při vykonávání zdánlivě stejného pohybu ve stejných podmínkách. Každý experiment vyžaduje sesbírání několika pokusů a využití vhodných statistických přístupů (Latash, 2008).

Důležitý index je čas pohybu. Začátek pohybu můžeme určit jako moment, kdy dochází k aktivaci bicepsu nebo moment, kdy dochází k odchylce jedné z kinematických křivek nad jistý práh. Výběr může značně ovlivnit naměřené hodnoty. Určení momentu ukončení pohybu je mnohem obtížnější. Rychlý pohyb často doprovází oscilace v konečné pozici. Jako moment ukončení pak lze vzít čas, když křivka poprvé dosáhne cíle nebo když křivka rychlosti prochází nulou nebo když zrychlení prochází nulou podruhé nebo jiný ukazatel. Vše má své plusy i mínusy a může být použito. Aktuální výběr konkrétního kritéria provádí každý výzkumný pracovník na základě své teorie a výzkumných otázek položených ve studii (Latash, 2008).

2.4.3 Elektromyografie jednoduchého pohybu v kloubu

Typický EMG záznam aktivity svalu během rychlého „isotonického“ jednoduchého pohybu se obvykle nazývá třífázový model. V prvním detekovatelném okamžiku, doprovázejícím rychlý volní pohyb, se začíná aktivovat agonista. Aktivaci agonisty doprovází relativně nízká koaktivace antagonisty. Pak následuje aktivace antagonisty, kdy agonista je relativně v klidu. Po aktivaci antagonisty pak může následovat druhá aktivace agonisty. V konečné pozici je obvykle viditelný nárůst agonistické i antagonistické svalové aktivity. Třífázový model je zřejmý během velmi rychlého pohybu. Pokles v rychlosti pohybu vede k méně zřetelné aktivaci viditelné na EMG a pomalý pohyb je znázorněn trvalou agonistickou aktivitou s nízkou aktivitou antagonisty (Latash, 2008).

Podle Hannaford & Stark (in Corcos, 1996) první aktivace agonisty zrychluje končetinu, aktivace antagonisty zpomaluje končetinu a druhá aktivace agonisty drží končetinu v pozici.



Obrázek 10. Třífázový model (Latash, 2008, 105)

2.4.4 Senzitivní a nesenzitivní strategie řízení pohybů a s ní související vliv na EMG modely

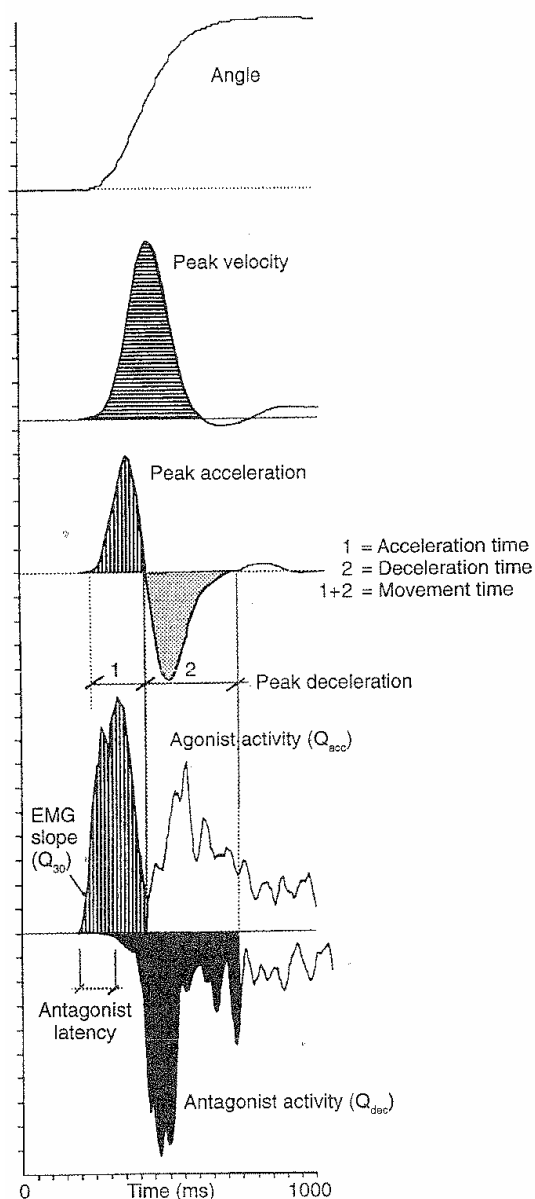
Změny v modelu EMG během jednoduchého pohybu v kloubu byly použity pro řadu hypotéz zkoumajících řízení takových pohybů. Některé z těchto hypotéz jsou založeny na skutečnosti, že EMG spolehlivě odráží činnost centrálního nervového systému. Alternativní skupina hypotéz ovšem předpokládá stejně důležitý podíl centrálního řízení i aktivity v periferním reflexním oblouku. Analýza EMG modelů může pomoci v objasnění obou těchto hypotéz. V rámci první skupiny existují dvě strategie řízení pohybů (Dual - Strategy Hypothesis) (Latash, 2008).

Základní myšlenka k rozlišení těchto dvou strategií je velmi jednoduchá. Pohyb může být prováděn „podobnou rychlostí“ nebo „rozdílnou rychlostí“. Předpokládá se, že pohyby vykonávané „podobnou rychlostí“ jsou řízeny „strategií nesenzitivní na rychlost“. Pohyby prováděné „rozdílnou rychlostí“ jsou řízeny „strategií senzitivní na rychlost“ (Latash, 2008).

V těchto dvou strategiích nehraje podstatnou roli aktuální rychlost pohybu (nebo jeho velikost, tak jako je průměrná rychlost nebo maximální rychlost), ale vnitřní proměnná, kterou používá mozek k rozlišení rychlosti pohybu. Například, jestliže po jedinci požadujeme, aby provedl pohyb tak rychle, jak je to možné, použije dotyčný pravděpodobně nejvyšší dosažitelnou hodnotu jeho „vnitřní rychlosti“. Aktuální rychlost však může být velmi odlišná, například, pokud jsou pohyby vykonávány proti různé zátěži (Latash, 2008).

Dle Latashe (2008) změny ve vstupních parametrech vedou ke změnám v třífázovém modelu. Může se jednat o instrukce k provedení pohybu, kdy se po jedinci vyžaduje, aby dělal pohyb „tak rychle, jak je možné“ nebo „různou rychlostí“ nebo „jak rychle, tak přesně“. Dále se může měnit amplituda pohybu, zatížení, cílová šíře nebo více než jeden z těchto parametrů.

Dle Corcose, Gottlieba, & Jariče (in Zelaznik, 1996) je důležité se při studiu těchto dvou strategií zaměřit na čtyři komponenty EMG měření: EMG v prvních 30 ms, EMG související s akcelerační fází pohybu, EMG související s decelerační fází pohybu a časový rozdíl mezi počátkem aktivace agonisty a aktivací antagonisty (antagonistická latence).

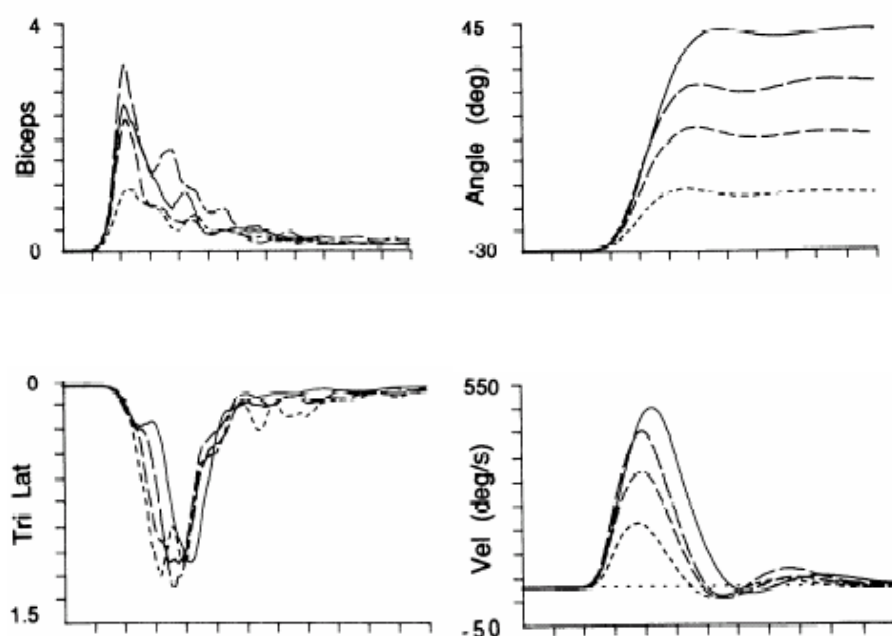


Obrázek 11. Čtyři důležité komponenty v EMG měřeních (Corcos et al., 1996, 127)

Nesenzitivní strategie (Speed – Insensitive Strategy)

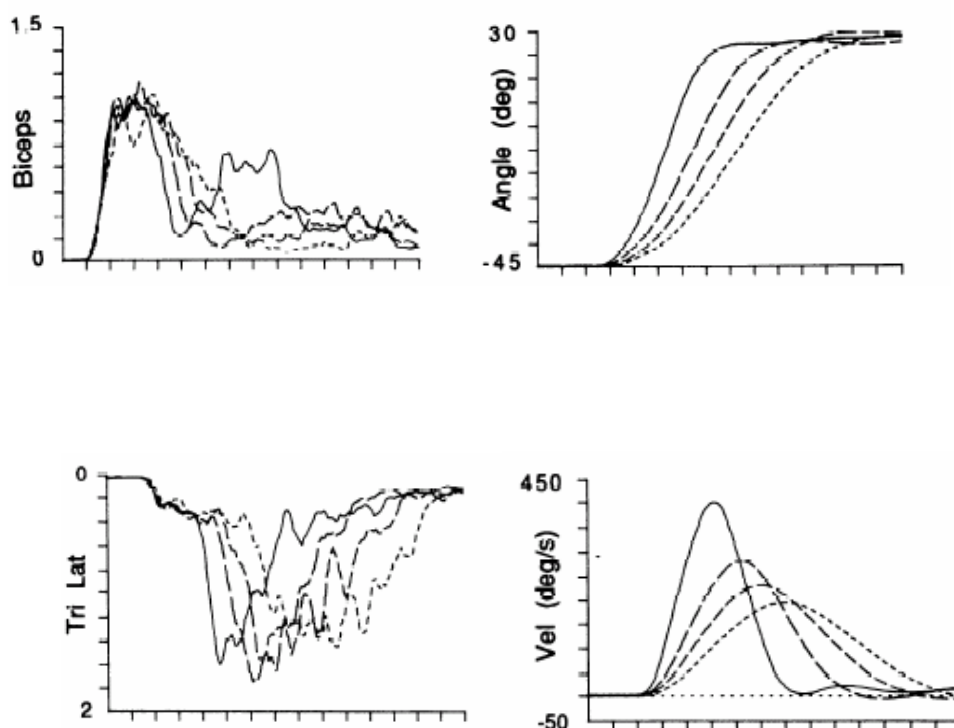
Změnou podmínek, kterými bývá nejčastěji amplituda pohybu nebo změna zevního zatížení získáváme proměny v EMG modelech.

Vzestup v amplitudě pohybu beze změn v zevním zatížení nebo beze změn v instrukcích, které se týkají rychlosti pohybu vede ke zvýšení rychlosti pohybu. Z hlediska EMG vzestup v amplitudě pohybu vede k relativně rovnoměrným rychlostem nárůstu aktivace agonisty. Proto je sklon počáteční aktivace agonisty konstantní. Aktivace agonisty je vyšší a delší. Dochází k zvětšení plochy na EMG. Je patrné delší zpoždění před aktivací antagonisty. Vzestup v amplitudě pohybu pro relativně malé pohyby vede k vzestupu aktivace antagonisty, další vzestup může vést k poklesu antagonistické aktivity (Corcos et al, 1996, Gottlieb, Corcos, & Agarwal, 1989a, Latash, 2008).



Obrázek 12. EMG – různé amplitudy pohybu (Gottlieb et al., 1989a, 343)

Vzestup zevního zatížení beze změn v amplitudě pohybu nebo instrukcích týkajících se rychlosti, vede ke snížení rychlosti pohybu. Z hlediska EMG to vede k vyšší a delší aktivitě agonisty na EMG. Nedochozí ovšem ke změnám v nárůstu rychlosti na EMG (počáteční aktivace je konstantní). Dále dochází k delšímu zpoždění před aktivací antagonisty a k žádným zjevným změnám v charakteristikách popisujících aktivaci antagonisty. Konečná koaktivace agonisty a antagonisty stoupá se zatížením (Corcos et al, 1996, Gottlieb et al., 1989a, Latash, 2008).



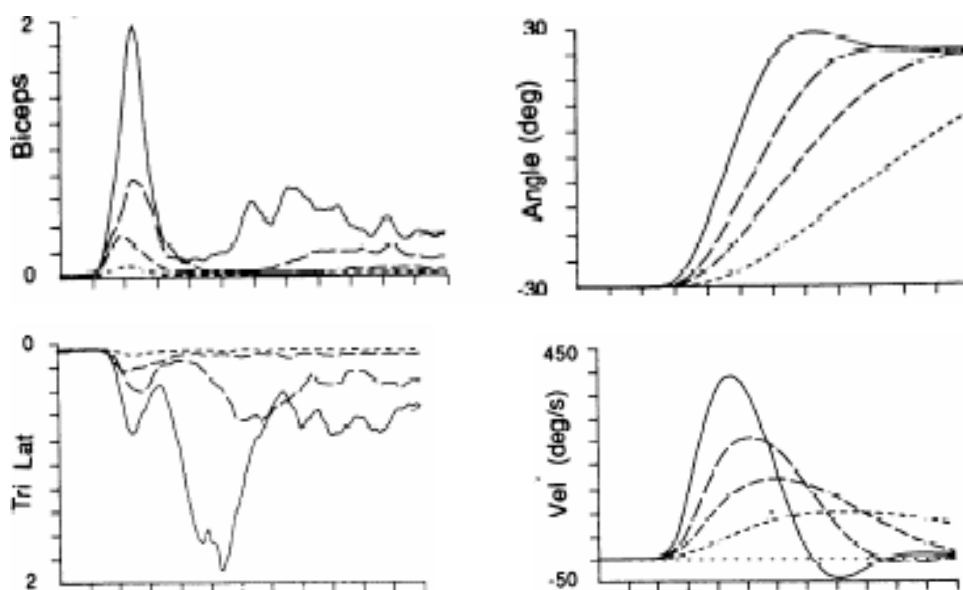
Obrázek 13. EMG – různé inerciální zatížení (Gottlieb et al., 1989a, 345)

Podle studie Gottlieba et al. (1989a), v které se v experimentech měnila velikost zevního zatížení nebo amplituda pohybu, byla pro tuto strategii vytvořena sada pravidel, podle kterých je intenzita excitačního impulsu konstantní a doba trvání je modulována. Výboj motoneuronu není závislý na velikosti proměnných. Počáteční aktivace agonisty stoupá podobnou rychlostí bez ohledu na změny ve vzdálenosti nebo zatížení. Změny v úlohách ovlivnily plochu a dobu trvání EMG. Protože iniciální motoneuronová aktivace je „nesenzitivní“ k velikosti proměnných v úlohách, počáteční svalová síla je také neovlivněna. Při konstantních zevních zatíženích dostáváme konstantní akcelerační rychlosti. Pro rozdílné zatížení se akcelerace stupňuje inverzně k zatížení.

Senzitivní strategie (Speed – Sensitive Strategy)

Dle Gottlieba, Corcose, & Agarwala (1989b) existují tři cesty k získání pohybů, které podléhají „senzitivní strategii“. První způsob je, že jedinci vykonávají pohyby v rámci určitého časového okna, druhý způsob je nechat jedince vybrat rychlost a pak je požádat, aby vykonali pohyb rychleji a pomaleji než je referenční rychlost, třetí způsob je změnit velikost cílové šíře.

Zvýšení rychlosti pohybu s konstantní amplitudou agonisty a s konstantním zatížením vede k vzestupu v rychlosti nárůstu EMG, v maximální hodnotě aktivace agonisty. Dochází také k poklesu zpoždění před aktivací antagonisty a k vzestupu amplitudy aktivace antagonisty. Doba trvání první aktivace agonisty někdy stoupne a někdy zůstane konstantní. Záleží pravděpodobně na metodě, která se použije pro hodnocení, než na nějakých základních rozdílech v modelu EMG. Úroveň konečné koaktivace agonisty a antagonisty se zvýší s rychlostí pohybu (Corcos et al, 1996, Gottlieb et al., 1989a, Latash, 2008).



Obrázek 14. EMG – různé rychlosti pohybu (Gottlieb et al., 1989b, 359)

Tato strategie je také vymezena pravidly, která říkají, že intenzita excitačního impulsu je modulována, zatímco doba trvání je konstantní. Počáteční rychlost nábory motorických jednotek a výboje alfa motoneuronů je adaptována podle změn v úlohách. Tento výsledek vede k změnám počátečního sklonu na EMG a plochy aktivace agonisty. Doba trvání aktivace agonisty bude přibližně konstantní, protože doba trvání excitačního impulsu je konstantní. Sклон počátečního vzestupu ve svalové síle se bude stupňovat s intenzitou excitačního impulsu (Gottlieb et al., 1989b).

Tato „hypotéza dvojí strategie“ řízení pohybu byla původně založena na myšlence, že řídíme pohyby posíláním příkazů k α motoneuronům agonistických a antagonistických svalů, které definuje EMG model těchto svalů. Naneštěstí pro tuto verzi hypotézy, α motoneurony nedostanou jenom descendentní signály z mozku, ale také signály z periferních receptorů, které vyvolávají reflexní změny v jejich aktivitě. Tyto změny

se odrazí v modelu EMG. Aktivita periferních receptorů závisí na aktuálních změnách v délce svalu, kloubních úhlech a šlachových silách (Latash, 2008).

Například, pokud použijeme podobné signály z mozku k řízení několika pohybů a během druhého pohybu zátěž naroste čtyřnásobně, rychlost pohybu pak patrně poklesne. To se odrazí ve změnách aktivity prakticky všech periferních receptorů. Výsledkem je, že reflexní efekt receptorů na α motoneurony se změní, což povede ke změně v modelu EMG. Tohle vysvětluje, proč EMG modely nejsou spolehlivé indexy centrálních řídicích signálů (Latash, 2008).

Tyto dvě strategie mají význam především při popisu první aktivace agonisty. Během rychlého pohybu, kdy první aktivace agonisty je dlouhá okolo 100ms, se nestihnou významně uplatnit reflexy. Problémy nastanou například při použití těchto strategií pro zpožděné události, jako je aktivace antagonisty. (Latash, 2008).

2.4.5 Hypotéza rovnovážného bodu (Equilibrium – Point Hypothesis)

Podle této hypotézy kombinace svalové délky a síly v rovnováze se nazývá rovnovážný bod. Změna v zevním zatížení vede ke změně ve svalové délce, která změní úroveň svalové aktivace přes tonický napínací reflex. Toto znamená, že konstantní descendenní příkazy neznamenaají konstantní úroveň svalové aktivace. Změněná svalová aktivace může být doprovázena změnami ve svalové délce a síle, dokud není dosaženo nové rovnováhy. Centrální příkazy dávají vyváženou kombinaci descendenních signálů směřujících k α motoneuronům, γ motoneuronům a interneuronům. Změny ve svalové délce, síle a svalové aktivaci mají důležitý podíl centrálních příkazů a signálů z periferních receptorů (Latash, 2008).

2.4.6 Vztah rychlosti a přesnosti pohybu

Dle Fittsova zákona pohybový čas mírně roste se zvětšující se amplitudou pohybu. Pohybový čas roste, když rostou požadavky na přesnost pohybu. Rychlé pohyby jsou charakterizovány minimálním počtem feedbackových korekčních cyklů. Dle Fittsova zákona pohyby dělané příliš rychle vedou k více selháním v dosažení cíle. Bývá vyžadováno, aby chyby nepředstavovaly více než 5 % pohybu. K redukci prostorových chyb je možné vykonávat pohyb pomaleji. Prostorové chyby mohou být redukovány zkracováním pohybové vzdálenosti. (Schmidt, 1991).

2.5 Motorické testování

Testování je provedení vědecky podložené zkoušky, jejímž cílem je dosáhnout kvantitativně vyjádřeného výsledku. Člověk, který se testování podrobuje, se nazývá testovaná osoba nebo také pokusná osoba atd. Ten, kdo test provádí, se pak označuje jako testující nebo examinátor. Test musí být standardizovaný, což znamená, že obsah testů, způsob vyhodnocení, způsob provedení zkoušky, pomůcky a instrukce jsou pro všechny stejné. Testová situace má být reprodukovatelná (zadání, examinátor, prostředí), požaduje se proto omezit vlivy prostředí a examinátora (Měkota & Blahuš, 1983).

Obsahem motorických testů je pohybová činnost vymezená pohybovým úkolem a příslušnými pravidly. Motorické testování můžeme definovat jako souhrn pravidel pro přiřazování čísel (číslic) pohybovým výkonům nebo řešením. U testování jde zpravidla o měření zprostředkované, při němž vznikají značně velké chyby, proto je nutné použít statistické metody (Měkota & Blahuš, 1983).

Podle místa provádění rozlišujeme testy laboratorní a terénní. Laboratoř umožňuje zpravidla dokonalé standardizované vyšetřovací podmínky a použití citlivých měřících přístrojů. Je ale prostředím umělým a většinou nedovoluje testovat prostorově rozsáhlejší pohybové činnosti (Měkota & Blahuš, 1983).

Plně standardizované testy mají přesně formulovaný účel, efektivní výběr jednotlivých testů či položek, které byly pečlivě odzkoušeny a statisticky zhodnoceny. Tabulky norem jsou podloženy šetřením provedeným u reprezentativního vzorku normové populace. Testy vlastní konstrukce jsou ty, které si uživatel tvoří sám podle uznávaných pravidel. Jejich standardizace bývá částečná (Měkota & Blahuš, 1983).

Vlastnosti testů:

- **Validita:** je důležité kritérium, k němuž se test vztahuje. Test může být vhodný k jednomu účelu, ale nemusí být vhodný k účelu jinému. Jedná se o stupeň platnosti, „jak dobře test měří to, co chceme měřit“. Pro určení validity se používá korelační koeficient validity r_{xy} . Jedná se o korelaci mezi testem X a kritériem Y. Koeficienty mají hodnoty od 0 do 1 a čím je blíže 1, tím je validita vyšší (Měkota & Blahuš, 1983).

- **Reliabilita:** spolehlivost – vypovídá o „přesnosti“ testu, vysoká spolehlivost se projevuje např. tím, že při opakování testu u těchže osob za stejných podmínek obdržíme velmi podobné výsledky.

Koeficient spolehlivosti vyjadřuje koeficient korelace $r_{xx'}$. Nabývá hodnot od 0 do 1 a čím více se blíží 1, tím je spolehlivost testu vyšší. Koeficient $r_{xx'} = 1,0$ by znamenal naprosto bezchybné testovací výsledky, které se nevyskytují (Měkota & Blahuš, 1983).

– *Objektivita testu*: shoda testových výsledků, které získají současně různí examinátoři. K vyjádření objektivit se používá koeficient objektivit r_{obj} . Lze jej stanovit jako korelaci výsledků dvou různých examinátorů. Koeficient $r_{obj} = 1,0$ není výjimkou (Měkota & Blahuš, 1983).

Při určení, zda je korelační koeficient dostatečně vysoký, je důležité stanovit normu. Podle Čelíkovského (1967) korelační koeficient, který kolísá v intervalu $r = 0,90-0,99$, ukazuje na velmi dobrou shodu mezi proměnnými. Korelační koeficient v rozpětí $r = 0,80-0,89$ lze považovat za dobrou charakteristiku objektivit a reliability. Z hlediska validity jsou data schopna odrážet přijatelným způsobem předmět hodnocení. Korelační koeficient v rozpětí $r = 0,70-0,79$ je rozporuplný, co se týká objektivit a reliability. Pokud jde o validitu, může být ve výjimečných případech ještě přijatelný. Korelační koeficient v rozpětí $0,60-0,69$ je přijatelný pouze ve výjimečných případech.

Příčiny a druhy chyb testování dle Měkoty & Blahuše (1983):

- Chyby v důsledku nestálosti podmínek prostředí – změny teploty, tlak vzduchu, osvětlení atd.
- Nestálosti vlastností testovaných osob – motivace pro podání výkonu, psychická labilita
- Nestálosti zařízení a pomůcek používaných pro testování – nepřesnosti vlastního měření, obornost toho, kdo provedení testu řídí

Hrubé chyby vznikají vážným porušením testových pokynů, omyly, nepozorností při zjišťování testových výsledků.

V testové praxi odhadujeme koeficient spolehlivosti r_{xT}^2 daného motorického testu (X, T) pomocí jeho paralelní formy (X', T').

Pro vytvoření paralelní formy X' používáme dle Měkoty & Blahuše (1983) čtyři postupy:

1. opakování daného testu, kdy určujeme stabilitu – zjišťujeme vzájemnou validitu mezi pozorovanými výsledky X daného testu a jeho opakovaným pozorováním X' , které by mělo být paralelní. Je třeba dodržet konstantní podmínky, opakování se provádí u téhož souboru osob velkého rozsahu. Časový odstup měření by neměl být příliš veliký, aby nebyla porušena paralelnost. Pro posouzení, zda je spolehlivost dost vysoká, je nutné použít další charakteristiky – chybu testování, kritický rozdíl výkonů atd. Tyto charakteristiky spolehlivosti posuzujeme podle účelů, jakým má test sloužit. Pro jeden účel může být spolehlivost 0,9 nízká, pro jiný 0,75 dostatečná.

2. dělení daného testu - stanovíme tzv. konzistenci – odhad spolehlivosti $r_{xx'}$ jako vzájemné validity jeho dvou částí X a X'

3. testování jiným paralelním testem – ověřujeme jako tzv. „ekvivalenci“

4. analýza rozptylu (při více než jedné paralelní formě)

3 PŘEHLED LITERATURY

3.1 Přesnost pohybu v závislosti na věku

Podle Měkoty & Blahuše(1983) se motorické schopnosti během vývoje nejen rozvíjejí, ale i diferencují. V osmi letech se struktura schopností dítěte podobá struktuře schopností dospělého člověka. Motorické schopnosti u osob trénovaných jsou vyhraněnější než u osob netrénovaných. Vývoj těchto schopností probíhá v závislosti na zrání organismu. Podle Choutky, Brklové, & Votíka (1999) v období mladšího školního věku dochází k rozvinutí koordinačních schopností CNS a vyrovnanosti fungování motoriky, psychiky a činnosti vnitřních orgánů. V období puberty může, ale nemusí dojít k narušení motorického vývoje vlivem hormonálních aktivit. V adolescenci dochází k posílení řídicích a regulačních mechanismů motoriky. V období dospělosti motorický vývoj vrcholí. Jedná se o dobu funkční a psychické připravenosti organismu.

Protože přesnost pohybu je determinována řídicími mechanismy (samozřejmě v součinnosti s aferentními signály s proprioceptorů) můžeme podle předešlého odstavce říci, že k největším změnám by mohlo dojít do období mladšího školního věku s mírným zlepšováním až do dospělosti.

Goble, Lewis, Hurvitz, & Brown (2005) studovali rozvoj proprioceptivních schopností u dětí (8–10 let) a adolescentů (16–18 let). Tito autoři na začátku své práce uvádí výsledky jiných studií, kdy Bairstow a Laszlo in Goble et al. (2005) testovali děti ve věku 5-12 let. Děti měly za úkol rozlišit příkrost šikmých plošin. Ukázalo se, že se schopnost správného rozeznání těchto plošin značně zlepšovala ve věku 5–7 let. Maximální rozvoj této schopnosti byl ve věku 8–12 let. Podle jiných studií uvedených v této práci se proprioceptivní schopnosti nejvíce zlepšují mezi 5–8 lety věku a k jejich minimálnímu rozvoji dochází během adolescence a dospělosti. Všechny tyto studie nalézají proprioceptivní schopnosti kolem 8 let jako stabilní.

Další studie ukazují, že se tyto schopnosti zlepšují ještě i v adolescenci. Například Keessen, Kuus, Vliet, & Zegelin in Goble et al. (2005), kteří testovali, jak jsou jedinci schopni napodobit pozici prstu na opačné ruce, zjistili, že se tato schopnost zlepšuje až do 24 let.

Tyto protichůdné názory na rozvoj proprioceptivních schopností mohou být podle Goble et al. (2005) způsobeny rozdílnými typy úloh. Ve většině experimentů mají testované osoby stále k dispozici senzorickou referenční informaci o pohybu (například poloha

druhostranné končetiny). Říká se tomu „on-line“ proprioceptivní informace. Nedostatkem je, že tak jedinec nevyužije „vnitřní modely“ založené na paměti.

Studie provedené Goble et al. (2005) se zúčastnilo 9 dětí ve věku 8–10 let (5 chlapců a 4 dívky) a 9 adolescentů ve věku 16–18 let (5 chlapců a 4 dívky). Účastníci seděli na židli. Paže měli umístěny do dvou přístrojů vyrobených speciálně pro měření úhlu v lokti v horizontální rovině. Startovní pozice pro rameno byla standardizovaná na 60° abdukce a 30° flexe, pro loket 115° (180° je považováno za plnou extenzi) a zápěstí bylo v neutrální pozici.

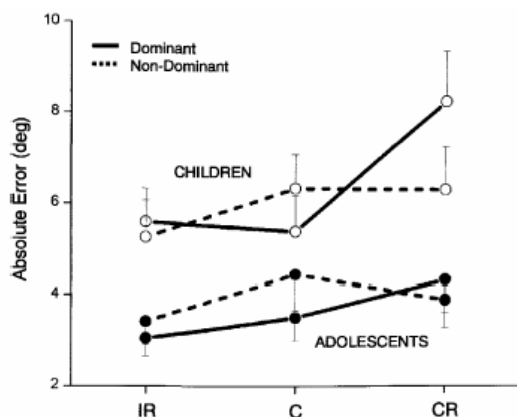


Obrázek 15. Měřicí aparatura (Goble et al., 2005, 158)

Účastníci se 5 minut seznamovali s úlohami. Úlohy byly tři. Každá úloha se skládala ze dvou fází. Během první fáze dal experimentátor předloktí do 145° . V druhé fázi testovaná osoba sama vedla pohyb paže do této polohy. V první úloze experimentátor pasivně extendoval předloktí 30° ze startovní pozice. Tato poloha byla držena dvě sekundy. Testovaná osoba pak pomocí „vnitřního modelu“ za jednu sekundu reprodukovala pohyb končetiny do této pozice. V druhé úloze experimentátor přemístil předloktí 30° do extenze a tuto polohu držel. Měřená osoba měla napodobit pozici kontralaterální paží. Referenční končetina poskytovala „on-line“ informaci. V třetí úloze bylo pasivně extendováno předloktí 30° do extenze a tato poloha byla držena dvě sekundy. Testovaná osoba měla provést podobný pohyb opačnou horní končetinou. Referenční končetinou byla jak dominantní tak nedominantní horní končetina.

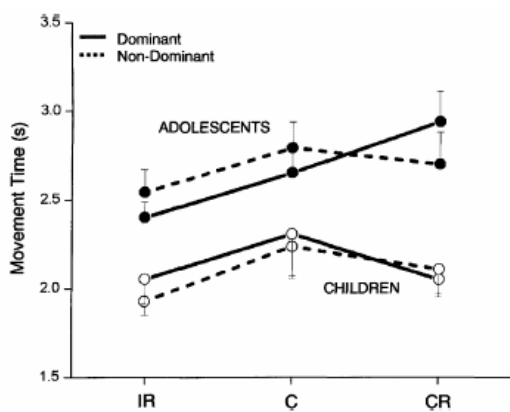
Celkově lze říci, že děti byly méně přesné než adolescenti ve všech úlohách s průměrnou absolutní chybou $6,2^{\circ}$ u dětí a $3,7^{\circ}$ u adolescentů. Pokusy dětí byly proměnlivější a pohybovaly se od $0,1$ do $20,8^{\circ}$ ve srovnáním s adolescenty, kde se chyby

pohybovaly od 0–14⁰. Toto chybování bylo podobné ve všech úlohách a pro obě skupiny. Výjimku tvořila třetí úloha, když byla použita jako referenční nedominantní paže a to u věkové skupiny 8–10 let. V této úloze byly chyby významně vyšší.



Obrázek 16. Absolutní chyby dětí a adolescentů (IR – na paměti založený model ipsilaterální končetina, C – on – line feedback, pohyb kontralaterální končetina, CR - na paměti založený model kontralaterální končetina) (Goble et al., 2005, 161)

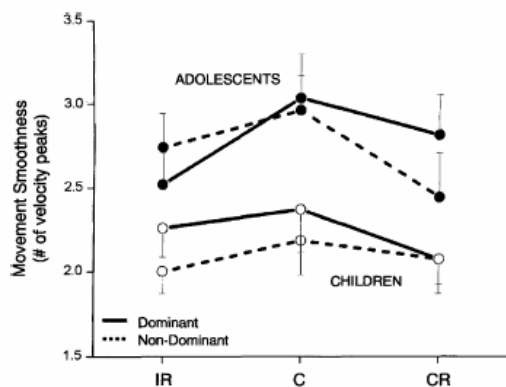
Čas trvání pohybu byl významně vyšší pro adolescenty. V průměru to adolescentům trvalo 2,7 s zatímco dětem 2,1 s. Nebyly rozdíly v čase v závislosti na typu úlohy a použité paži jak pro děti, tak pro adolescenty.



Obrázek 17. Pohybový čas (IR – na paměti založený model ipsilaterální končetina, C – on – line feedback, pohyb kontralaterální končetina, CR - na paměti založený model kontralaterální končetina) (Goble et al., 2005, 162)

Co se týká dynamiky pohybu, tak nesrovnalosti (spojené s nízkou pohybovou hladkostí) převládaly v rychlostních profilech adolescentů ve srovnání s dětmi. Pohyby prováděné

adolescenty byly charakterizovány 2,7 rychlostními vrcholy ve srovnání s 2,2 rychlostními vrcholy u dětí. Rozdíly v této dynamice v závislosti na dominanci paže byly nevýznamné.



Obrázek 18. Hladkost pohybu (IR – na paměti založený model ipsilaterální končetina, C - on-line feedback, pohyb kontralaterální končetina, CR - paměti založený model - na kontralaterální končetina) (Goble et al., 2005, 163)

Výsledky této studie říkají, že z dětství do adolescence dochází k 50 % redukci chyb. Chyby 3,7⁰ zjištěné v této studii jsou srovnatelné s chybami, které byly pozorovány u mladých dospělých jedinců provádějících podobné proprioceptivní úlohy. Ukazuje se, že maximální proprioceptivní schopnost je dosáhnuta v pozdní adolescenci. Studie Hearn et al. in Goble et al. (2005) podle které dochází ke zlepšování proprioceptivních schopností ještě po dvacátém roce, ukázala pouze malé změny v těchto schopnostech nad 18 let.

Goble, et al. (2005) říkají, že vyhrávání periferií somatosenzorických cest je téměř kompletní ve 12 měsících a další zlepšování proprioceptivních schopností odráží nárůst myelinizace vláken a posilování synaptických spojů na základě zkušenosti. Zpoždění v dozrávání corpus callosum a dorsolaterálního frontálního kortexu může přispívat k na věku závislejícím změnám v proprioceptivní schopnosti. Corpus callosum hraje důležitou roli v interhemisferickém přesnosti senzorické informace. Nárůst ve velikosti corpus callosum spojené s myelogenezí se objevuje převážně v posteriorní oblasti, která je spojena s posteriorním parietálním kortexem. Tato oblast zodpovídá převážně za zrakově prostorové aspekty motorické koordinace. Dorsolaterální prefrontální kortex dozrává jako jedna z posledních oblastí mozku a hraje kritickou úlohu v kognitivních procesech jako je pracovní paměť a senzorická pozornost.

Goble, et al. (2005) také považují za důležitý faktor, který je třeba vzít v úvahu, fyziologický růst jedince. Tento je spojen s přestavením vnitřního tělového schématu. Během dětství je tempo růstu relativně stabilní, během puberty dochází k výrazné akceleraci růstu, která může mít vliv na proprioceptivní řízení těla. U adolescentů v této studii mohl být tento růstový spurt přítomen. Nicméně vzhledem k tomu, že výkon zjištěný v této studii byl srovnatelný jako u mladé dospělé populace, je nepravděpodobné, že by tento faktor měl nějaký velký vliv na výsledky této studie.

Autoři tvrdí, že u zdravých jedinců mohou být vedlejší rychlostní vrcholy asociované s vedlejšími pohyby (sub – movements), které vznikají v důsledku požadavku na vysokou přesnost úloh. Tyto vedlejší pohyby nám tedy ukazují, že se během úlohy dělaly korekce chyb. Nárůst doby trvání a pokles pohybové hladkosti u adolescentů je pravděpodobně způsoben lepší schopností zapamatovat si proprioceptivně referenční informaci. Děti pravděpodobně používaly více feedforwardovou strategii, která způsobila hladší trajektorie a kratší dobu trvání, ale nárůst v chybách.

3.2 Motorické učení aplikované na jednoduchý pohyb v lokti

Ilic, Mirkov, & Jaric (1998) provedli studii, která zjišťovala význam konečné pozice v procesu motorického učení při pohybu z flexe do extenze. Autoři předpokládají, že jestliže byla naučena určitá pozice v kloubu, jedinec by ji měl být schopen reprodukovat bez ohledu na počáteční pozici a pohybovou vzdálenost. Testované osoby vykonávaly pohyby do flexe a extenze v loketním kloubu. Byly instruovány dělat pohyby rychle a končit v určité pozici. Měřené osoby byly rozděleny do dvou skupin - experimentální skupina a kontrolní skupina. Experimentální skupina trénovala flexi v loketním kloubu, celkem kolem 450 pohybů. Po tomto tréninku byla experimentální i kontrolní skupina testována znovu.

Studie se zúčastnilo 18 mužů ve věku 21–29 let (9 jich bylo přiděleno do experimentální skupiny a 9 do kontrolní skupiny). Jedinci seděli na pevné židli a paže měli abdukovány do 90° . Předloktí bylo umístěno v přístroji, který umožňoval pohyb lokte v horizontální rovině. Každý pokus jedince byl zobrazen na monitoru počítače. Ze startovní pozice buď 55° nebo 125° (180° je považováno za plnou extenzi) testované osoby vykonávaly pohyby do flexe nebo extenze přes úhlovou vzdálenost 35° flexe a 35° extenze s podobným cílem 90° .

Měřené osoby měly při testování zavřené oči. Následující pohyby mohly opravovat na základě předchozích. Všichni jedinci byli testováni dvakrát. Mezi těmito dvěma testy byl

interval sedm až devět dnů. Každý test se skládal z pohybů do flexe a extenze v loketním kloubu, 30 pohybů každý, v náhodném pořadí.

Experimentální skupina časový interval mezi testy použila k trénování flexe v lokti, zatímco kontrolní skupina necvičila. Trénink obsahoval 450 flexí v loketním kloubu rychlostí „tak rychle, jak je to možné“, rozdělených do tří setkání, 150 pohybů každé setkání.

Jak se dalo očekávat na základě předchozích studií, trénink těchto pohybů do určité pozice zvýšil pohybovou rychlost a snížil variabilitu různých kinematických proměnných (maximální rychlost, proměnné chyby pohybové vzdálenosti).

Důležité je zjištění související s otázkou motorického učení a to, že se experimentální osoby významně zlepšily ve flekčních i extenčních pohybech. V kontrolní skupině nebylo zaznamenáno zlepšení.

Významné zlepšení v proměnných chybách, které bylo zjištěno v pohybech do extenze v lokti u experimentální skupiny ukazuje, že došlo k převedení dosáhnutí dané pozice z trénovaných do netrénovaných úloh. Byly porovnány výsledky získané v extenčních pohybech při druhém testování. Ani maximální rychlost ani jeho variabilita neukazovaly významné změny mezi experimentální a kontrolní skupinou. Proměnné chyby extenze v loketním kloubu byly významně nižší v experimentální než v kontrolní skupině. Rozdíl pro flexi v lokti se také blížil významnosti.

Je známo, že bližší cíle jsou obvykle „přestřelené“ a vzdálené „nedotáhnuté“. Malé a velké posuny z výchozí pozice mají rozdílný vliv na konečnou pozici. Kromě toho posuny výchozí pozice ovlivňují konečnou pozici rozdílně pro dlouhé a krátké pohyby. Manipulace s jednou proměnnou nevyhnutelně změní jiné. Změny ve výchozí pozici jsou vždy asociované se změnami v biomechanických faktorech (svalová délka a proto schopnost svalu vykonávat sílu) a kinematických proměnných (pohybová vzdálenost a v důsledku toho pohybový čas a rychlost, maximální zrychlení a zpomalení). Trénované úlohy do flexe a testované úlohy do extenze měly společnou pouze konečnou pozici. Pohybový čas a vzdálenost stejné nebyly, protože sekvence svalové aktivace a interval svalového zkrácení a prodloužení (pro agonisty a antagonisty) pro flexi a extenzi byly odlišné. Znamená to, že výsledky této studie zdůrazňují roli konečné pozice v programování rychlého v určité pozici končícího pohybu, ale nevylučují důležitost jiných kinematických nebo kinetických proměnných.

Ilic, Corcos, Gottlieb, Latash, & Jaric, (1996) se ve své práci zabývali trénováním pohybů v loketním kloubu za různých podmínek. Zjišťovali, jak toto trénování ovlivňuje reprodukcibilitu přesného pohybu a z toho odvozovali modely motorického učení.

Studie se zúčastnilo 18 mužů ve věku 18–24 let. Testované osoby při experimentu seděly na pevné židli s pravou paží abdukovanou do 90^0 . Předloktí bylo umístěno v přístroji, který povoloval pohyb loketního kloubu v horizontální rovině. Každá osoba byla instruována: „Přemísti předloktí do cíle, tak rychle, jak je to možné. Je jasné, že téměř vždy mineš cíl. Další pohyb pak upravíš na základě předchozího „přestřelení“ cíle nebo „nedotáhnutí“ pohybu do cíle, ale nesmíš zpomalit.“

Jedinci byli rozděleni do tří experimentálních skupin v závislosti na pohybu, který se učili. V každé experimentální skupině bylo šest testovaných osob. Každá skupina také prováděla pět rozdílných pohybů.

1. Skupina s různým zatížením – jedinci prováděli 36^0 pohyb z výchozí pozice 125^0 (plná extenze je 180^0) do konečné pozice 89^0 s pěti různými zátěžemi.
2. Skupina s různou vzdáleností – jedinci prováděli flekční pohyby lokte s fixním zatížením přes pět pohybových vzdáleností.
3. s různou zátěží a s různou vzdáleností – jedinci prováděli pohyb přes pět různých vzdáleností s různou zátěží v každé vzdálenosti. Vzdálenosti a zatížení se vzájemně lišily tak, že při delším pohybu bylo menší zatížení. Kombinace byly vybrány na základě pilotního měření tak, aby doba pohybu byla téměř konstantní.

Každá testovaná osoba prošla motorickým učením. Vykonávala celkově 500 pohybů „tak rychle, jak je to možné“ v průběhu jednoho týdne (tři setkání po 155 pohybech a čtvrté setkání po 35 pohybech). Trénink probíhal každý druhý den. První tři setkání měli jedinci vykonávat pět pohybů a pět bloků po 30 pohybech každý. Čtvrté setkání pět pohybů a jeden blok po 30 pohybech. Intervaly mezi dvěma následujícími pohyby v rámci bloku byly deset sekund, intervaly mezi dvěma bloky byly dvě minuty. Zaznamenán byl vždy jen jeden blok každého setkání. V rámci bloku byla každá vzdálenost nebo každé zatížení opakováno šestkrát. Pořadí různých vzdáleností nebo zatížení bylo náhodné.

Cvičení vedlo k redukci proměnných chyb. Ty byly závislé na tom, o kterou skupinu se jednalo. Všechny tři skupiny se po tréninku zlepšily. Pracovalo se zde se dvěma faktory. První faktor byl experimentální skupina a druhý faktor byl setkání. Experimentální skupina neměla vliv na provedení pohybu v prvním setkání. Ve čtvrtém setkání byl ovšem její vliv významný. Proměnné chyby se nejvíce redukovaly u skupiny s rozdílným zatížením a to

dvakrát (ze 3^0 na $1,5^0$). Tento pokles ve variabilitě konečné pozice je podobný tomu, který byl zaznamenán po tréninku pohybů přes jednu pohybovou vzdálenost proti jednotné zátěži.

Bylo zjištěno, že pohyby proti lehčí zátěži „přestřelují“ cíl. Pohyby proti těžší zátěži spíše „nedotáhnou“ pohyb do cíle. Ve čtvrtém setkání ovšem pohyby proti těžší zátěži trochu „přestřelily“ cíl. Z hlediska konstantních chyb tam došlo pouze k malému posunu při narůstání zátěže. Reprodukce několika pohybových vzdáleností byla obtížnější úloha. Absolutní hodnoty konstantních chyb byly dvakrát až třikrát větší než u rozdílných zatížení a pokusné osoby se nezlepšily v konstantních chybách po čtyřech tréninkových setkáních. Nicméně, jak už bylo dříve zjištěno, že u krátkých vzdáleností dochází k „přestřelování“ cíle a u dlouhých vzdáleností k „nedotáhnutí“ pohybu do cíle.

Nejzajímavější je zjištění, že odečtením zátěže úměrně k vzdálenosti facilitujeme reprodukci pohybové vzdálenosti, což se odrazilo v poklesu konstantních chyb beze změn v proměnných chybách.

Důsledky pro modely motorického řízení jsou podle autorů následující:

- motorické řízení založené na hypotéze „rovnovážného bodu“ vychází z předpokladu reprodukce pohybu k fixní konečné pozici nezávisle na možných variacích v zatížení. U těchto pohybů se jedinec učí pouze jednu konečnou pozici. Proto by měla být větší redukce variability u osob, které se učily 500 pohybů k podobné konečné pozici. Co ovšem odporuje této hypotéze jsou nižší konstantní chyby po cvičení v různých vzdálenostech s různým zatížením, ovšem s proměnnými chybami srovnatelnými se skupinami cvičícími různé vzdálenosti se stejnou zátěží. Tato situace se dá vysvětlit tím, že učení v nerovnovážném dynamickém systému může být podpořeno a facilitováno různými zátěžemi, což mohlo pomoci jedincům učit se relativně složité úlohy.
- motorické řízení založené na hypotéze silově časových profilů nabízí alternativní vysvětlení. Dle tohoto modelu, změny v zatížení stejně tak jako změny ve vzdálenostech mají různé časové profily, zatímco různé vzdálenosti s různými zátěžemi měly velmi podobné silově časové profily. Podle tohoto by se skupina s různými zátěžemi a různými vzdálenostmi měla nejlépe učit a mít nejnížší variabilitu v provedení. Tato hypotéza není v souladu s proměnnými chybami, ale je v souladu se zlepšením v konstantních chybách.

3.3 Kinematika jednoduchého pohybu v kloubu

Symetrie pohybu

Symetrie pohybu se vyjadřuje indexem symetrie, který se vypočítá jako čas akcelerace dělený časem decelerace. Ukazuje rychlostní profil. Ideálně má „zvonkový“ tvar, kdy je stejná doba akcelerace i decelerace.

Nagasaki (in Jaric, Gottlieb, Latash, & Corcos, 1998) tvrdí, že pouze pohyby vykonávané mírnými rychlostmi mají symetrické rychlostní profily. Wiegner a Wierzbick (in Jaric, Gottlieb, Latash, & Corcos, 1998) oponují, že rychlejší pohyby jsou symetrické, ale pomalejší pohyby jsou asymetrické. Tato asymetrie je pak dána zkrácením akcelerační a prodloužením decelerační fáze.

Mirkov, Milanovic, Ilic a Jaric (2002) zjišťovali, zda svalová síla ovlivňuje symetrii rychlostních profilů volního pohybu. Předpokládají, že biomechanické faktory, které určují momenty svalové síly agonistických a antagonistických svalů, ovlivňují dobu akcelerace a decelerace. Čas akcelerace a decelerace je rozdělen tím způsobem, že „silnějším“ svalům akce zabere méně času.

Studie se zúčastnilo 12 zdravých mužů – studentů ve věku 19–35 let. Tyto testované osoby byly měřeny standardním přístrojem, který zaznamenával pohyb lokte v horizontální rovině. Jedinci prováděli bloky po sobě jdoucích flexí a extenzí v loketním kloubu přes 50° interval – do flexe (mezi 65 a 115°) nebo extenze (mezi 115 a 165°). Plná extenze je považována za 180°. Některé bloky se skládaly z diskrétních pohybů s 5 s odpočinkem mezi pokusy. Jiné bloky se skládaly z oscilačních pohybů. Také rychlost pohybu měla být proměnlivá – rychle nebo mírnou rychlostí. Mohly se testovat tři experimentální faktory: rychlost, úhlový interval a směr pohybu.

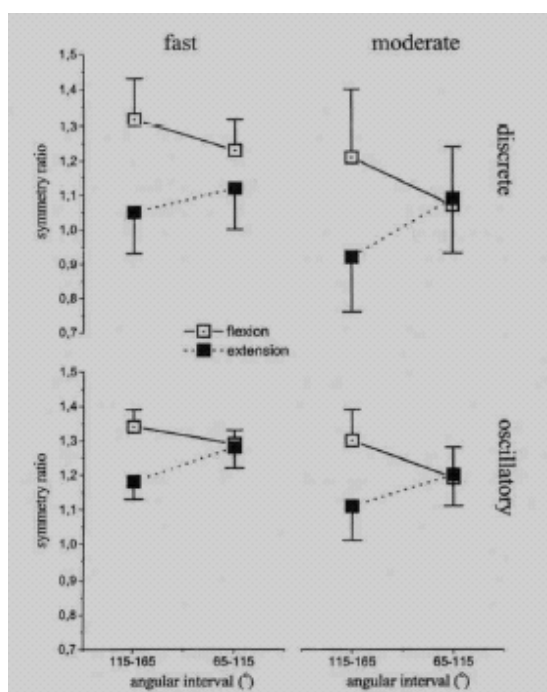
Experimentálnímu testování předcházela tři cvičná setkání. Vlastní testování pak následovalo dva až pět dnů po posledním trénování. Vlastní experiment obsahoval 8 pohybových bloků (2 rychlosti, 2 pohybové způsoby a 2 úhlové intervaly) prováděných v náhodném pořadí. Bloky diskrétních pohybů se skládaly z devíti párů po sobě jdoucích flexe a extenze a první pár nebyl využit pro další analýzu. Bloky oscilačních pohybů se skládaly z 12 párů flexe a extenze a první a poslední 2 páry byly zamítnuty. 8 flexí a 8 extenzí z každého bloku bylo využito pro analýzu.

Pohybová přesnost nebyla hlavním cílem této studie, přesto bylo zjištěno, že odchylky od 50 stupňů – chyby získané v rozdílných pohybových podmínkách byly v intervalu 10% pohybové vzdálenosti.

U rychlého pohybu byla testována maximální rychlost, kde oscilační pohyby byly rychlejší než diskrétní pohyby a pohyby do flexe byly rychlejší než do extenze.

Index symetrie byl jednotný prakticky u všech pohybových podmínek u diskrétního i oscilačního pohybu a ukazoval asymetrické profily s delším zrychlením než zpomalením. Index symetrie oscilačního pohybu byl vyšší než u diskrétního pohybu. Index symetrie byl také vyšší za rychlých rychlostních podmínek než mírných rychlostních podmínek v diskrétních i oscilačních pohybech. U flekčních pohybů byl vypočten vyšší index symetrie než u extenčních pohybů. Interakce dvou faktorů – směru a intervalu ukázala, že následující pohyb z flexe do extenze byl spojen s vzestupem indexu symetrie u pohybů do flexe a poklesem tohoto indexu u pohybů do extenze.

Moment svalových sil je u flexorů i extenzorů větší v excentrické než koncentrické kontrakci. Tento moment také narůstá s vzestupem úhlové rychlosti. Můžeme proto říct, že agonistické svaly se stávají relativně slabší na rozdíl od svalů antagonistických. Proto by měl být pohybový čas rozdělen ve smyslu více času pro agonistické svaly. Z toho vyplývá, že čas zrychlení by měl být delší než čas zpomalení. Tohle nevyhnutelně vede k vyššímu indexu symetrie. Vzestup pohybové rychlosti by měl být spojen s vzestupem tohoto indexu.



Obrázek 19. Index symetrie (Mirkov et al., 2002, 277)

Získané výsledky v této studii odpovídají těmto skutečnostem. S výjimkou diskrétní flexe prováděné mírnou rychlostí mezi intervalem 115–165° všech zbývajících

15 experimentálních podmínek poskytlo index symetrie větší než jedna. Vyšší index byl také získán pro rychlý než pro mírný pohyb.

Také je známo, že pohyby prováděné s předchozím protažením agonistických svalů (oscilační pohyby) jsou rychlejší než pohyby prováděné ze statické výchozí pozice (diskrétní pohyby) a jsou také spojeny s vyšším indexem symetrie.

Maximum momentu svalové síly extenzorů je v úhlu 90^0 nebo 110^0 . Flektovaný úhlový interval (65–115 stupňů) umožňuje lepší zapojení flexorů ve srovnání s extendovaným úhlovým intervalem 115–165 stupňů. Pohyby prováděné v rámci flekčního úhlového intervalu mají tedy nižší index ve flexi a vyšší v extenzi ve srovnání s extenčním úhlovým intervalem.

Tato studie potvrzuje roli jistých biomechanických faktorů v pohybové symetrii.

Jaric, Gottlieb, Latash, & Corcos (1998) se zabývali otázkou, zda nárůst rychlosti pohybu je spojen s nárůstem indexu symetrie a také zjišťovali, zda přidání viskózní odpor brání pomalejším pohybům a u rychlejších pohybů ruší vliv svalové viskozity na pohybovou symetrii.

Jaric, Gottlieb, Latash, & Corcos (1998) říkají, že nárůst rychlosti svalu vede k nárůstu viskozních parametrů svalu. Viskoční komponenta působí proti síle agonisty, ale ve směru síly antagonistického svalu. Proto nárůst pohybové rychlosti vede k relativnímu „oslabení“ agonistického a „posílení“ antagonistického svalu. Slabší agonista potřebuje více času k akceleraci končetiny. Silnější antagonist brzdí končetinu za kratší čas. Výsledkem by měl být nárůst indexu symetrie.

Studie se zúčastnilo 5 mužů ve věku 31–42 let. Byli měřeni na standardním přístroji, který byl sestaven k výzkumu pohybů v loketním kloubu. Na břiška m. biceps brachii a laterální hlavu m. triceps brachii byly připevněny povrchové elektrody. Experiment se skládal ze 17 bloků. Každý blok obsahoval 12 pokusů. Bloky byly rozděleny do čtyř částí. V první části se měnila vzdálenost pohybu, v druhé zatížení, ve třetí byly vybrány kombinace vzdálenosti a zatížení tak, aby pohyb trval stejnou dobu. Čtvrtá část byla podobná jako část třetí, jenom byl na ose rotace manipulátoru měněn zevní viskózní odpor. Tento odpor byl řízen počítačem. Kratší pohyby proti těžší zátěži měly nižší maximální rychlost. Pro tyto pohyby bylo třeba zvýšit viskozitu. Delší pohyby s lehčí zátěží byly rychlejší. Pro tyto pohyby bylo třeba snížit viskozitu. Tyto čtyři části se skládaly každá z pěti bloků, jeden blok byl společný pro všechny části. Jednalo se o střední vzdálenost 45^0 ,

celkové zatížení $0,350 \text{ kgm}^2$ a nulovou viskozitu. Ve všech čtyřech částech byly vyšetřované osoby instruovány dělat pohyby maximální rychlostí.

V první části, kde byly rozdílné vzdálenosti, vedlo prodloužení pohybové vzdálenosti k nárůstu maximální rychlosti, nárůstu akceleračního času, nárůstu deceleračního času a pohybového času. V druhé části, nižší zátěž vedla k nárůstu maximální rychlosti, ale poklesu akceleračního času, deceleračního času a pohybového času. Nárůst pohybové vzdálenosti, spojený s poklesem zátěže ve třetí části, vedl k nárůstu akceleračního času, ale k poklesu deceleračního času, což vedlo ke konstantnímu pohybovému času. Změny v akceleračním čase a deceleračním čase vedly ke změnám v indexu symetrie. Ve čtvrtém experimentu vedl zevní viskózní odpor k redukci vlivu svalové viskozity na pohybovou symetrii. Tato počítačem generovaná viskozita měla tedy pomáhat rychlejším pohybům, které jsou ovlivněny svalovou viskozitou a pomalejším pohybům má bránit.

Aktivita agonisty na EMG rostla lineárně s rychlostí v části, v které se měnily vzdálenosti a zatížení, ale nezměnila se v části, kde byly kombinace vzdálenosti, zatížení a ještě i přidáný viskózní odpor. Přidaná viskózní zátěž vedla k nárůstu aktivity agonisty na EMG pro pomalejší pohyby. Snížení viskózního odporu vedlo k poklesu aktivity na EMG pro rychlejší pohyby. Aktivita antagonisty s narůstající rychlostí v části, kde byly kombinace vzdálenosti a zátěže klesala. V části, kde byl k tomu přidán ještě viskózní odpor, byla konstantní. EMG aktivita antagonistů ve čtvrté části se snížila u pomalých pohybů, ale narostla u rychlejších pohybů. Antagonistická latence je větší pro rychlejší pohyby u třetí části, ale beze změn ve čtvrté části. Ve čtvrtém experimentu přidatný viskózní odpor působil proti vlivu svalové viskozity a redukoval s rychlostí spojený nárůst indexu symetrie.

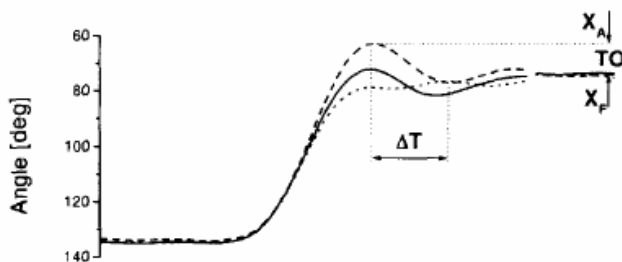
Obě dvě zde zmíněné studie našly ve všech pohybech asymetrické rychlostí profily. Index symetrie se pak může měnit podle toho, jak měníme pohybové podmínky. Bylo prokázáno, že viskozita ovlivňuje tuto pohybovou symetrii.

Překmit

Studie Milanovice, Blesice a Jarice (2000) se zabývala tím, jak souvisí změny překmitů s různými kinematickými veličinami. Této studii se zúčastnilo 7 dobrovolníků (5 mužů a 2 ženy) ve věku 29–45 let. Seděli na židli s pravou paží abdukovanou do 90° , předloktí bylo připevněno k manipulátoru, který povoloval pohyb loketního kloubu v horizontální rovině. Byla vyznačena startovní a cílová pozice. Účastníci byli instruováni vykonávat pohyby tak rychle, jak je to možné. Vykonávali pohyby přes 20° ($115\text{--}95^\circ$)

nebo 60^0 ($135-5^0$). Plná extenze byla považována za 180^0 . Celkové zatížení bylo buď $0,2 \text{ kgm}^2$ nebo $0,5 \text{ kgm}^2$. Experiment se skládal ze čtyř pohybů, které byly vykonávány v náhodném pořadí: krátká vzdálenost a lehké zatížení, krátká vzdálenost a těžké zatížení, dlouhá vzdálenost a lehké zatížení a dlouhá vzdálenost a těžké zatížení. Každá série obsahovala 30 pokusů, časový interval mezi dvěma po sobě jdoucími pokusy byl 6 s a mezi sériemi 3 minuty. Před každou sérií mohla testovaná osoba vykonat tři tréninkové pokusy. Úhel byl měřen použitím elektrogoniometru. Čas pohybu byl měřen od momentu, kdy rychlost poprvé dosáhla 10 % maximální hodnoty do doby, kdy klesla pod tuto hodnotu. Konečná pozice lokte byla změřena 500 ms po konci pohybu. Amplituda pohybu, která obvykle překročila konečnou pozici, byla měřena jako maximální pohybový úhel nebo ekvivalentní pozice, kdy se rychlost změnila z pozitivní do negativní hodnoty. Rozdíly mezi konečnou pozici a pohybovou amplitudou souvisí s překmitem V některých pokusech byla tato proměnná negativní. Konstantní chyba souvisela s odchylkou od cílové pozice. Proměnná chyba byla vypočítána jako standardní odchylka od konečných pozic. Byly vybrány pokusy, které splňovaly následující podmínky: překmit byl pozitivní a byl vyšší než 1^0 a musel následovat další vrchol, kde překmit v konečné pozici byl nejméně $0,5^0$ a byl měřen časový interval mezi překmitem a následujícím překmitem v opačném směru.

Překmit byl pozorován v 90,2 % pokusů. Nicméně pozitivní překmit následovaný dostatečně nápadným překmitem v konečné pozici, který dovolil vypočítat časový interval mezi překmitem a následujícím překmitem na druhou stranu ,byl pouze u 68,6 % pokusů. Změny v zatížení a změny spojené se vzdáleností nebyly spojeny s rozdíly v absolutních hodnotách překmitů. Relativní hodnoty překmitů (vztažené k pohybové vzdálenosti) byly významně vyšší v kratších než v dlouhých vzdálenostech. Časový interval mezi vrcholy překmitů a následujících překmitů na druhou stranu byl významně delší pro těžší než pro lehké zatížení, kde nebyl zaznamenán vliv vzdálenosti. Změny v zatížení a vzdálenostních podmínkách nebyly spojeny s rozdíly v konstantních a proměnných chybách.



Obrázek 20. Překmit (Milanovic Blesic, & Jaric, 2000, 117

Vztah mezi překmity a vybranými kinematickými proměnnými a EMG proměnnými jsou následující. Maximální rychlost, zrychlení a zpomalení stejně jako poměr symetrie byly pozitivně vztažené k překmitu prakticky ve všech pohybových úlohách. Na EMG nebyl zaznamenán významný vztah k překmitům až na nárůst antagonistické latence, která byla asociována s překmity v dlouhých vzdálenostech a těžkých úlohách.

U krátkých vzdáleností byly překmity relativně vysoké a také tam byla vysoká jejich variabilita. U dlouhých vzdáleností byly překmity relativně nízké a taky tam byla nízká jejich variabilita. Relativní hodnoty překmitů byly největší v krátkých vzdálenostech s lehčí zátěží. Také je bližší vztah mezi překmity a kinematickými proměnnými v krátkých vzdálenostech s lehčí zátěží.

Otázkou je, zda jsou překmity odrazem motorického řízení nebo mají biomechanický původ. Tato studie se přiklání k biomechanickému původu, kde je považuje za důsledek tlumené oscilace. Uvádí tři hlavní důvody, které směřují k tomuto přesvědčení. První, že překmit nemůže být výsledkem nepřesnosti pohybového programu, protože potom by jeho velikost měla narůstat s pohybovou vzdáleností, protože během pohybové vzdálenosti dochází k akumulaci chyb. Autoři ve své studii zjistili srovnatelnou velikost překmitů ve všech pohybech navzdory trojnásobným rozdílům ve vzdálenosti. Druhý důvod je ten, že nebyly nalezeny souvislosti mezi překmitem a EMG záznamem, který by měl odrážet centrální příkazy. Třetí důvod je ten, že časový interval mezi dvěma vrcholy trajektorie jsou více ovlivněny zatížením než pohybovou vzdáleností, což by mohlo souviset s periodou oscilace elastického mechanického systému.

3.4 Reliabilita přesnosti pohybu – srovnání s jinou studií

Studie, se kterou budu porovnávat naši práci v jedné z částí kapitoly „Diskuze“ byla zaměřena na „reliabilitu kinestetického citění lokte u zdravých jedinců“. Tato studie byla provedena Kristensenem, Lundem, Hansenem, Christensenem, Samsøe a Bliddalem v roce 2008.

Propriocepce v této studii je posuzována jako aktivně dosažená kloubní pozice nebo jako práh detekce pasivního pohybu.

Pracuje se zde s dvěma parametry: absolutní chybou a proměnnou chybou. Absolutní chyba vyjadřuje průměr z absolutních rozdílů ve stupních mezi dosaženou a cílovou pozicí po sobě následujících umístění. Proměnná chyba je vypočítána jako skupina průměrů standardních odchylek od absolutní chyby. Absolutní chyba vyjadřuje přesnost pohybu

a proměnná chyba je odrazem stability chyb pohybu (konzistence chyb bez ohledu na jejich velikost).

Studie se zúčastnilo 45 zdravých jedinců (18-57 let). Pro aktivní dosažení pozice v kloubu bylo testováno 26 jedinců (19–57 let), u 19 jedinců (18 - 50 let) se zjišťovala schopnost detekce pasivního pohybu.

Experiment se skládal z testu a opakovaného testu, mezi kterými byla doba 30 minut. Během této doby testované osoby opustily testovací místo a chodily okolo, aby tak redukovaly možnost přenosu vlivu testu na opakovaný test. Celková doba trvání obou částí buď pro aktivní zaujetí polohy končetiny nebo detekci pasivního pohybu byla okolo 60 minut. Do této doby byly zahrnuty také detailní instrukce a několik cvičných pokusů před začátkem testu.

Aktivní umístění končetiny bylo chápáno jako schopnost jedince aktivně reprodukovat aktivní umístění pozice předloktí vzhledem k horní končetině. Detekce pasivního pohybu byla chápána jako schopnost testované osoby poznat a manuálně odpovědět na pasivní pohyb předloktí stlačením tlačítka tak rychle, jak je to možné. Oba testy byly prováděny na ipsilaterální končetině. Testované osoby měly během testování zavázané oči, aby vyloučily zrak jako zdroj informace. Při detekci pasivního pohybu měly ještě ucpávky na uších, aby je nerušil hluk motoru. Bylo možné komunikovat nahlas.

Při aktivním umístění končetiny testovaná osoba seděla na židli, kyčle a kolena měla v 90^0 flexi a záda podepřena. Semipronované předloktí (definováno jako neutrální pozice) bylo podepřeno na pěnové předloketní podpoře. Během všech pokusů bylo jedinci nařízeno, aby palec směřoval vzhůru. Elektrogoniometr byl připevněn na kůži. Relaxovaná pozice lokte na startovní pozici byla měřena s úhломěrem okolo 0^0 (plná extenze). Cílové úhly byly vybrány experimentátorem v náhodném pořadí a bylo to 45^0 , 60^0 , 75^0 flexe v lokti. Příkazy od experimentátora byly: „Pomalů flektuj paži, dokud neřeknu stop. Stop! Drž a zapamatuj si tuto pozici po dobu 5 sekund!“ (1. cílová pozice) Po 5 sekundách experimentátor instruoval: „Navrať paži do klidové pozice a drž ji tam.“ (2. základní pozice). Po 5 sekundách řekl: „Pomalů flektuj paži znova do podobné pozice jako předtím a drž pozici po dalších 5 sekund.“ (1. odhadní pozice). Během testů a opakovaných testů pro odhad pozice bylo dovoleno upravovat pozici, dokud ji jedinci nepovažovali za správnou. Po 5 sekundách experimentátor řekl: „Nyní se vrať do klidové pozice.“ (3. základní pozice). Tento postup byl prováděn třikrát v testu a opakovaném testu. Celý experiment obsahoval 6 částí.

Během prahové detekce pasivního pohybu byl ze startovní pozice 45° flektován loket do 75° . Před každým testem se experimentátor zeptal: „Jsi připravený?“ A testovaná osoba odpovídala: „Ano!“. Motor elektrogoniometru pak startoval po 1–8 sekundách do cílové polohy. Celkově to bylo provedeno osmkrát. Dva pokusy nebyly využity v analýze.

Ve výsledku nebyly pozorovány rozdíly mezi testem a opakovaným testem pro absolutní chyby nebo proměnné chyby pro aktivní umístění kloubu a i pro detekci cílové polohy. Pro měření aktivního umístění polohy končetiny pro absolutní chyby byl výsledek měření 0,59. Tento výsledek znamená dobrou reliabilitu. Pro proměnné chyby pak 0,007, což nasvědčuje slabé reliabilitě. Pro detekci pasivního pohybu pro absolutní chyby byl výsledek měření 0,69 a pro proměnné chyby 0,45. Oba výsledky znamenaly dobrou reliabilitu.

V této studii byla standardizována testová procedura (stejný examinátor podobné verbální i instrukce, podobné testové podmínky, náhodná cílová pozice a náhodná doba trvání mezi počátkem a startem motoru). Aby experimentátoři redukovali riziko vlivu učení, bylo jedincům povoleno vyzkoušet si test před započítáním měření a testované osoby pak nedostávaly zpětnou vazbu. Aby redukovali riziko obtíží spojených s koncentrací využili vlivu motivace a testovací sezení byla krátká (okolo 15 minut). Protože neexistuje rozdíl mezi testem a opakovaným testem pro absolutní chyby v obou typech úkolů mohou být vlivy učení, motivace a únavy vyloučeny. Při použití tří pokusů pro aktivní umístění končetiny došlo k větší variabilitě v porovnání s detekcí pasivního pohybu, kde bylo prováděno šest měření. Tak můžeme vysvětlit horší reliabilitu v aktivních pohybech než v detekci pasivního pohybu. Podle Kristensen (2008) se v předchozích studiích používalo osm, tři nebo pět pokusů v experimentu. Bylo doporučeno pět pokusů pro aktivní pohyby pro minimalizaci standardních odchylek na méně než 5% průměru a nejméně tři úspěšné pokusy.

Pro všech 26 jedinců se ukázal aktivní test jako obtížný, což bylo vidět na relativně velkých absolutních chybách ($6,08$ a $6,02^{\circ}$). Důvod může být ten, že je tam kladen velký požadavek na paměťové schopnosti jedince a na jejich koncentraci. Přestože žádná z testovaných osob neuvedla potíže se soustředěním.

3.5 Pohyb v loketním kloubu a fyzioterapie

Studie provedená Kristensenem, Lundem, Hansenem, Christensenem, Samsøe a Bliddalem (2008) zjišťovala, zda laterální epikondylitida u pacientů ovlivňuje jejich úroveň propriocepce. Studie ze zúčastnilo 15 žen s laterální epikondylitidou

(11 epikondylitida na pravé ruce a 4 na obou rukou) s průměrným věkem 47,8 let. Kontrolní skupina se skládala z 21 zdravých žen s průměrným věkem 45,2 let. Byla měřena schopnost dosáhnout aktivně podobné pozice v kloubu a detekovat práh pasivního pohybu. Testoval se pohyb předloktí vůči horní končetině a lýtka vůči stehnu. Na vizuální analogové škále měli také účastníci zhodnotit velikost bolesti před měřením a velikost koncentrace, stresu, vyčerpání nebo nudy po měření. Všechny hodnoty popisující velikost koncentrace, stresu, vyčerpání a nudy byly nízké. Hlavním výsledkem studie bylo, že absolutní i proměnné chyby u pasivní detekce prahu pasivního pohybu byly větší u diagnostikovaných loktů s laterální epikondylitidou než u levých loktů účastníků kontrolní skupiny a byly větší absolutní chyby u laterální epikondylitidy u diagnostikovaných loktů než u pravých loktů účastníků kontrolní skupiny. Absolutní chyby aktivních pohybů byly obecně větší u loktů u pacientů s laterální epikondylitidou než u jejich kolen. Ale nebyl rozdíl v aktivních pohybech ani detekci pasivního pohyby mezi koleny obou skupin. Přítomní pacienti s laterální epikondylitidou v naší studii měli mírnou disabilitu a předpokládá se, že s větší disabilitou by rozdíly narostly. To že nebyl nalezen rozdíl v propiocepci obou kolen ukazuje na to, že snížená propiocepce není generalizovaný fenomén, ale fenomén lokální. Redukovaná lokální propiocepce potom může vznikat díky bolesti nebo degeneraci v šlachových tkáních laterálního epikondyly nebo díky obou. Díky bolesti tam vzniká senzorická neshoda mezi aktuálním vstupem z primárních svalových vřetének lokte a očekávaným senzorickým vzorcem, což redukuje propiocepci. Dokazuje to zjištění, že proměnné chyby v diagnostikovaném lokti byly větší než u zdravých loktů. Poškození extenzorů zápěstí vede k svalové únavě, což způsobuje horší koordinaci a horší propiocepci. Dlouhotrvající hledisko potom vede k degeneraci tkání a entezopatií. Degenerativní změny obecně ochuzují propiocepci, což bylo zjištěné i v jiných studiích. Je potřeba dalších studií, které by mimo jiné zjistily, zda horší propiocepce může být rizikový faktor pro vývoj a progresi laterální epikondylitidy.

Studie Randa, Stelmacha a Bloedla (2000) se zabývala pohybovou kinematikou u pacientů s Parkinsonovou nemocí v závislosti na tom, zda bylo požadováno přesně zastavit v cílovém místě.

Autoři studie říkají, že u zdravých jedinců nárůst požadavků na přesnost vede ke zpomalení pohybů zkrácením akcelerační fáze a prodloužením decelerační fáze. Decelerační fáze je prodloužena proto, aby umožnila více korekčních úprav. Tyto korekce jsou pozorovány ve formě nulových přechodů na akcelerační křivce. Studie se zúčastnilo

10 jedinců s Parkinsonovou nemocí ve věku 73,2 let a 10 zdravých jedinců srovnatelného věku. Závažnost onemocnění se pohybovala od stadia I do III dle Hoehn and Yahr Scale. V době experimentu byli pacienti medikováni. Všichni vykonávali diskrétní pohyby předloktím v horizontální rovině. Konstrukce zařízení byla poněkud odlišná od jiných měření. Vzdálenost se posuzovala v centimetrech. Nicméně i tato konstrukce zařízení umožnila sledovat podobné parametry jako v jiných měřeních..

Je známo, že požadavky na přesnost u pacientů s Parkinsonovou nemocí způsobují výraznější zpomalení v porovnání se stejně starými jedinci. Tyto požadavky vedou k větším nárokům na řízení a koordinaci pohybu. Jejich vliv na pohybovou kinematiku u pacientů s Parkinsonovou nemocí se považuje jako důkaz, že zhoršení funkce bazálních ganglií redukuje schopnost řízení a regulace silových parametrů. Pacienti s Parkinsonovou nemocí nemají typický třífázový vzorec pohybu. Mají asymetrické rychlostní profily s prodlouženou decelerační fází a jejich pohyby vykazují několik střídavých fází akcelerace a decelerace během pohybu. Dochází tedy k segmentaci pohybů. Počáteční aktivace agonisty na EMG je nedostatečná k tomu, by mohl být proveden pohyb. Proto se na EMG vykytují vedlejší aktivace. Při minimalizaci požadavků na přesnost pacienti s Parkinsonovou nemocí dosáhli instruované rychlosti a dosáhli počáteční aktivace agonisty na EMG.

3.6 Vliv bolesti na pohyb v lokti

Ervilh, Nielsen, L.A., Duarte a Nielsen, T. G. (2004) se zabývali ve své studii vlivem svalové bolesti na flekční pohyb v loketním kloubu. Jejich hypotéza byla, že svalová bolest ovlivňuje řízení flekčních pohybů v lokti. Dochází k poklesu agonistické svalové aktivity a vzestupu antagonistické aktivity. To má důsledky pro kinematické parametry. Vliv experimentální svalové bolesti na strategii flexe v lokti byl hodnocen během:

1. malého a velkého rozsahu pohybu flexe k širokému cíli
2. velkého rozsahu flexe k úzkému a širokému cíli – pohyby k úzkému cíli vyžadovaly velkou přesnost provedení
3. dalších koaktivací agonistického a antagonistického svalu

Prvního experimentu se zúčastnilo 10 testovaných osob, druhého 15. V obou experimentech byla testovaným osobám podána intramuskulární injekce hypertonického roztoku soli do m. biceps brachii nebo do m. triceps brachii ve dvou sezeních s časovým intervalem minimálně sedm dnů. Flekční pohyby byly hodnoceny z hlediska situace

před aplikací bolesti, během bolesti a po bolesti. Byla měřena úhlová pozice kloubu a byla zaznamenána elektromyografie z m. trapezius (horní vlákna), m. biceps brachii (dlouhá hlava) - agonista, m. triceps brachii - antagonist a m. brachioradialis. – synergista.

Měřilo se na standardním přístroji, který dovoľoval pohyb lokte v horizontální rovině. V prvním experimentu byl vymezen úhel 12° jako cílový. V druhém experimentu byly cílové úhly ukázány na osciloskopu – jejich rozsah byl 3° a 22° . Konečná pozice byla podobná pro všechny pohyby. Jednalo se o 115° flexi v loketním kloubu. Iniciální pozice byla závislá na typu úlohy. Rozsah pohybu v prvním experimentu byl 30° a 90° . Rozsah pohybu ve druhém experimentu byl 70° .

Jedinci prováděli 12 pokusů flexe v lokti (první a poslední nebyl zahrnut v analýze). Mezi sériemi rozdílných amplitud (30° a 90°) nebo cílových velikostí (22° a 3°) byl interval jedna minuta. Mezi testováním před aplikací bolesti a během bolesti byla pauza deset minut. Třicet minut po vymizení bolesti byl proveden poslední test.

Všichni jedinci byli instruováni provést pohyb „tak rychle a přesně, jak je možné“. V druhém experimentu byl pak přidán povel „silně držet paži v cíli“. Jedinci startovali pohyb po zaznění signálu a navrátili se do pozice po jeho druhém zaznění.

Více než 99 % pokusů jedinci provedli s instruovanou přesností. Pohyb do rozsahu 30° byl proveden jako první po aplikaci hypertonického roztoku soli, což vysvětluje mírně vyšší hodnoty na vizuální analogové škále bolesti. Nebyl nalezen významný rozdíl v podané bolestivé injekci do m. biceps brachii a do m. triceps brachii. Bolest měla různý vliv na různé typy úloh.

Aplikace hypertonického roztoku soli do m. biceps brachii nebo do m. triceps brachii měla podobný efekt. Pro pohyby s nízkou přesností počáteční (100ms) aktivita m. biceps brachii během bolesti poklesla. Celková EMG aktivita m. biceps brachii poklesla jen u pohybů malého rozsahu a nízké přesnosti. V těchto pohybech také poklesla EMG aktivita m. triceps brachii a m. brachioradialis, narostla aktivita m. trapezius. Pohyby s vysokými požadavky na přesnost a koaktivace svalů po pohybu obecně nebyly ovlivněny bolestí, což je v souladu s jinými studiemi (Birch in Ervilh, Nielsen, L.A., Duarte & Nielsen, T. G., 2004), v kterých měla svalová bolest minimální vliv na úlohy s velkou přesností. Experimentální svalová bolest také neměla vliv na EMG křivky agonistických a antagonistických svalů po pohybu. Studie ukazuje, že akutní svalová bolest moduluje strategii motorického řízení, což může být velmi důležité v pracovním prostředí, kde takové změny mohou vést ke kompenzacím jiných svalů a tím přispívat k muskuloskeletálním bolestivým problémům, což je důležitý fakt pro rehabilitaci.

Druhá studie Ervilha, Nielsena, L.A., Duarte a Nielsena, T. G. (2004) se zabývala vlivem úrovně zatížení a intenzity svalové bolesti na motorické řízení flekčních pohybů v lokti. Tohoto experimentu se zúčastnilo 15 testovaných osob ve věku kolem 26 let. Tyto testované osoby vykonávaly 70° flexi v loketním kloubu končící v 22° cílové šíři. Jedinci byli instruováni dělat pohyby „tak rychle a přesně, jak je možné“. Konečná pozice byla 115°. Experiment se konal dvakrát. V prvním testování byly pokusy prováděny bez zátěže a s 4 kg zátěží. Jedinci byli měření čtyřikrát – před aplikací bolestivého podnětu, během mírné bolesti, během střední intenzity bolesti a 20 minut po odeznění bolesti. Ve druhém setkání vykonávaly měřené osoby pohyby s 10 kg zátěží. Bolestivý podnět byl proveden aplikací hypertonické soli intramuskulárně do m. biceps brachii.

Narůstající zátěž ovlivnila pohybovou kinematiku nárůstem pohybového času, poklesem akceleračních profilů a maximální rychlosti. Kinematické parametry neukázaly významné interakce mezi zatížením a intenzitou bolesti. Sjednocené akcelerační profily v pozitivní i negativní fázi a při všech typech zátěže významně poklesly při mírné i střední intenzitě bolesti ve srovnání se situací před aplikací bolestivého podnětu. Pohybový čas během bolesti významně narostl, maximální rychlost významně poklesla a reakční čas narostl v při mírné i střední intenzitě bolesti. EMG profily významně narostly se vzrůstající zátěží, ale nebyla tam významná interakce mezi zatížením a intenzitou bolesti. Aplikace bolesti způsobila významný pokles na EMG. Utlumila se aktivita m. biceps brachii, triceps brachii a m. brachioradialis ve srovnání se situací před bolestí. Ve vysokých zátěžích, střední intenzita bolesti utlumila počáteční EMG silněji ve srovnání s mírnou intenzitou bolesti. To může znamenat, že pro požadavky s vysokým úsilím svalová bolest rozdílně ovlivňuje plánování podle úrovně intenzity. Ve studii byly nalezeny malé rozdíly v kinematických parametrech závislé na intenzitě bolesti. Důvodem je nejspíše volní přizpůsobení založené na volní schopnosti upravit malé vlivy způsobené bolestí a změnit motorické plánování.

3.7 Vliv únavy na pohyb v lokti

V roce 1999, Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic a Anastasijevic provedli studii, v které se zabývali tím, jak únava agonistického nebo antagonistického svalu změni cílovou pozici. Hlavním úkolem bylo zjistit, jak únava extenzorových svalů ovlivňuje rychlý diskrétní pohyb při pohybech do flexe nebo extenze – to znamená při únavě agonistického a antagonistického svalu. Studie se zúčastnilo 6 mužů ve věku 29–45 let. Všichni byli součástí laboratorního personálu. Tyto zkoumané osoby seděly

na rigidní židli, paži měly abdukovanou do 90^0 , předloktí v neutrální pozici, paže připevněna k manipulátoru. Byl vyznačen úhel 75 a 115^0 . Testované osoby prováděly pohyby z jedné pozice do druhé ve vzdálenosti 40^0 . Každý test se skládal z 24 pokusů (12 flexí a 12 extenzí). Na začátku dal experimentátor vždy předloktí do startovní pozice a instruoval testovanou osobu k co nejrychlejšímu provedení úkolu. Mezi prvním a druhým měřením jedinci vykonávali isometrické volní kontrakce. Síla byla měřena dynamometrem. Kontrakce byly o velikosti 60 % maximální síly a měřené osoby ukončily toto cvičení, když síla klesla pod 30 %. Maximální volní kontrakce byla měřena na dynamometru po prvním a 5 minut po druhém testování.

Průměrná maximální volní kontrakce unavených extenzorových svalů po experimentu činila 87 % původní velikosti. Tento výsledek nám říká, že svalová únava se v průběhu druhého testování zmenšovala (síla se zvětšovala) – z 30 % na 87 %. Byl nalezen významný pokles v maximální rychlosti v druhém testování do extenze. Do flexe byly získány podobné hodnoty v prvním i druhém testování bez poklesu v rychlosti. Pohyby do extenze při únavě svalů byly typické „nedotažením“ pohybů do konečné pozice, které byly před testem. Rozdíly se zmenšovaly v průběhu měření. Flekční pohyby byly charakterizovány také „nedotažením“ cílové pozice, která ovšem nebyla významná. Kvůli snižující se únavě svalů během druhého testování, byly hodnoceny první tři flexe a extenze. V tomto měření byl zaznamenán nárůst přestřelení cílové pozice u flekčních pohybů, ale také to nedosáhlo hladiny významnosti. Z toho vyplývá, že únava agonisty způsobuje „nedotažení“ konečné pozice, zatímco únava antagonisty nemá významný vliv na cílovou pozici.

Existují dvě teorie řízení pohybů v jednoduchém kloubu. První říká, že CNS určuje časové vzorce agonistických a antagonistických sil, které jsou nutné k tomu, aby končetina zrychlila a aby zabrzdlila v cílové pozici. Pokud nedojde k ovlivnění těchto neurálních příkazů, unavený agonista nemůže dosáhnout plánované rychlosti a pohybové vzdálenosti během první fáze a proto antagonist zabrzdí pohyb dříve. Důsledkem by mělo být „nedotažení“ cílové pozice. Pohyb neunaveného svalu by měl být spojen s „přestřelením“ cílové pozice. To znamená, že unavený antagonist potřebuje delší čas k zabrzdnění končetiny v druhé fázi pohybu a pohybová vzdálenost se tedy prodlouží. Ve studii získané změny v pohybové rychlosti spojené se svalovou únavou by měly být v souladu s tímto předpokladem. Agonistická únava byla spojena s významnou redukcí pohybové rychlosti, zatímco únava antagonisty neměla podobný vliv na výsledek.

Druhá teorie říká, že dochází ke změnám v rovnovážné pozici buď použitím centrálních příkazů nebo centrálních příkazů a reflexních mechanismů. Pokud se centrální příkaz nezmění, klesne síla unaveného svalu a tím dojde k posunu rovnováhy ve směru neunaveného svalu. To znamená, že pokud jsou unavené extenzory, dojde k posunu konečné pozice ve směru flexe. Důsledkem pak bude, že extenční pohyby budou charakteristické „nedotažením“ cílové pozice a flekční pohyby „přestřelením“.

Podle obou přístupů by mělo dojít k tomu, že pokud není změněn centrální příkaz, únava extenzorových skupin svalů by měla být spojena s „nedotažením“ extenčních a „přestřelením“ flekčních pohybů.

Protože třífázový model je spíše stabilní struktura, která se podle Gottlieba (1989a, 1989b) mění se změnou mechanických podmínek nebo instrukcí, je nepravděpodobné, že by odlišné příkazy přicházely pouze k antagonistickým svalům. Podle Capaday & Cook (in Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic, & Anastasijevic, 1999) tam jsou na druhou stranu významné informace ze svalových vřetének, které mohou přispívat ke kompenzacím. Podle některých nálezů se zvyšuje senzitivita svalových vřetének u unaveného svalu.

Studie stejných autorů (Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic, & Anastasijevic, 1997) se zabývala srovnáním vlivu únavy agonistického a antagonistického svalu na provedení rychlých pohybů. Studie se zúčastnilo 6 mužů ve věku 28–44 let. Testová procedura měla velmi podobné parametry jako v předchozím experimentu, také únava byla vyvolána stejným způsobem. V této studii měly před vlastním experimentem testované osoby tři setkání, ve kterých trénovaly tyto pohyby. Každé toto setkání se skládalo ze čtyř bloků po třiceti pohybech. Dva dny po ukončení cvičení byly provedeny dva experimenty s 3–7 denní přestávkou mezi nimi. Tyto experimenty se lišily v tom, zda se jednalo o únavu flexorů nebo extenzorů.

Maximální volní kontrakce flexorů a extenzorů činila po závěrečném testování 86 % a 89 % původní síly. Agonistická svalová únava byla spojena se středními změnami pohybové kinematiky. Došlo ke snížení rychlosti a snížení maximálních akceleračních a deceleračních hodnot. Pokles akceleračních hodnot byl velmi výrazný. Antagonistická svalová únava byla spojena s poklesem v maximální deceleraci, pokles v maximální akceleraci a maximální rychlosti byl nízký a nevýznamný. Podle základních zákonů mechaniky, nárůst v rychlosti pohybu vede k větším změnám v akceleračních a deceleračních hodnotách. S únavou spojený pokles v rychlosti akcelerace a decelerace byl

výraznější než pokles v maximálních hodnotách rychlosti. Agonistická svalová únava byla spojena s nárůstem doby trvání akcelerace na rozdíl od antagonistické. Agonistický sval produkuje moment otáčení, který zodpovídá za pohyb. Pokles maximální rychlosti a akcelerace spojený s únavou agonistického svalu byl zapříčiněn redukcí akceleračního momentu agonistického svalu. Z toho vyplývá, že mechanické charakteristiky důležité pro akci svalu – maximální síla, rychlost rozvoje síly, rychlost zkracování jsou během únavy silně redukovány. Role antagonistického svalu není až tak jasná. Podle Wierzbicka a Wiegnera (in Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic, & Anastasijevic, 1997) antagonistický sval řídí pohybový čas a pohybovou přesnost. Karst a Hassan (in Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic, & Anastasijevic, 1997) zdůraznili jeho význam v ochraně kloubu. Proto podle nich antagonistická síla často přesahuje úroveň potřebnou pro brždění. Výsledky z této studie jsou v souladu s názorem s rolí těchto svalů v brždění pohybu. Předpokládá se, že pokles v deceleraci spojený s únavou antagonistického svalu byl zapříčiněn redukcí deceleračního momentu antagonistického svalu. Prodloužení akceleračního nebo deceleračního času umožňuje kompenzovat pokles svalové síly. Je obtížné vysvětlit, proč únava agonisty ovlivňuje pohybové provedení více než antagonisty. Možnost je ta, že sval vyvíjí sílu v jiném režimu. Podle zjištění Haana (in Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic, & Anastasijevic, 1997) má únava malý vliv na excentrickou sílu. A také dochází k rychlejšímu obnovení excentrické a isometrické než koncentrické síly unaveného svalu (Golden & Dudley in Jaric, Radovanovic, Milanovic, Ljubisavljevic & Anastasijevic, 1997)

Studie Jariče (2000) byla zaměřena na změny v symetrii rychlého diskrétního pohybu spojené s posilováním a únavou agonistického a antagonistického svalu. Studie se skládala ze tří experimentů. Prvního se zúčastnilo 6 studentů ve věku 20–22 let, druhého a třetího 6 mužů ve věku 28–32 let. Jedinci seděli na židli s paží abdukovanou do 90^0 . Předloktí bylo umístěno k manipulátoru. Byl vymezen úhel $82,5$ a $132,5^0$ (180^0 je plná extenze). Bylo provedeno 12 flexí a extenzí lokte ve vzdálenosti 50^0 . Jedinci byli testováni před a po aplikaci experimentálního faktoru – tréninku síly nebo procedury vedoucí k únavě. Tyto faktory byly aplikovány buď na flexory nebo na extenzory. Test se skládal z 12 rychlých, za sebou jdoucích flekčních a extenčních pohybů. Instrukce zněly: „Přemísti předloktí do cíle tak rychle, jak je možné. Při dosáhnutí cíle bude docházet k chybám, které můžeš opravit v dalším pokuse, ale nesmíš zpomalit“. První experiment zjišťoval možný vliv posilování extensorů na index symetrie rychlého pohybu. Jedinci byli testováni

před a 2 dny po ukončení tréninku. Trénink byl vykonán 3x týdně po 5 týdnů. Každé sezení se skládalo ze 3 sad po 5 opakováních extenze v lokti proti zatížení s 80% maximálního zatížení. Maximální izometrická síla extenzorů a flexorů byla měřena před testem a po testu. V druhém experimentu jedinci prováděli sérii 12 rychlých následujících flexí a extenzí. Potom byla aplikována procedura způsobující únavu, kdy jedinci měli zachovat konstantní možnou 60 % maximální volní kontrakci flexorů lokte. Ve třetím experimentu byl opakován druhý experiment, ale unavené svaly byly extenzory.

V druhém experimentu byla únava agonistického svalu spojena s poklesem maximální rychlosti. Pohybový čas se příliš nezměnil, došlo k nárůstu indexu symetrie. V prvním experimentu došlo po posilování ke zlepšení síly extenzorů o 31 %. 14 % nárůst síly flexorů nebyl významný. Maximální rychlost flekčních pohybů se výrazně nezměnila, v extenčních pohybech byl významný nárůst. Index symetrie flekčních pohybů narostl, pokles v extenčních pohybech byl nevýznamný. Výsledky v druhém experimentu ukázaly, že maximální rychlost poklesla, když byl unaven agonistický sval, ale prakticky se nezměnila, když byl unaven antagonistický sval. Změny indexu symetrie flekčních a extenčních pohybů při únavě flexorů lokte se blížily významnosti. Ve třetím experimentu maximální rychlost poklesla, když byl unaven agonistický sval, ale zůstala prakticky nezměněna, když byl unaven antagonistický sval. Když byl unaven agonista index symetrie narostl, ale když byl unaven antagonistista index symetrie poklesl.

Posilování nebo únava patrně ovlivní schopnost agonistického nebo antagonistického svalu využít sílu během akcelerační a decelerační fáze pohybu. Ne všechny změny byly v tomto měření významné, vždy došlo k rozdělení rychlostního profilu tak, že umožňoval více času pro akci svalu, který měl omezenou schopnost vyvinout sílu.. Takže trénink síly zapříčinil nárůst síly loketních extensorových svalů a následně relativní oslabení flexorových svalů. Proto je více času poskytnuto pro akci flexorových svalů. Došlo k významnému nárůstu indexu symetrie ve flekčních pohybech. Opačný výsledek, který byl očekáván v extenčních pohybech nebyl významný. Průměrný index symetrie ve všech pohybech a úlohách byl větší než jedna, což je v souladu s předchozími studiemi, které říkají, že index symetrie rychlého diskretního pohybu je více než jedna a může být ovlivněn svalovou silou a únavou.

4 CÍLE A HYPOTÉZY

CÍLE

Hlavním cílem výzkumu je zjistit reliabilitu přesnosti jednoduchého pohybu na dominantní horní končetině při opakovaném měření o velkém počtu pokusů. Z výzkumného hlediska je dalším cílem práce zjistit, zda je reliabilita testu přesnosti jednoduchého pohybu větší v situaci, kdy provádíme test z pěti pokusů nebo z velkého množství pokusů (40).

HYPOTÉZY

H 1

Reliabilita testu přesnosti jednoduchého pohybu při velkém počtu pokusů (40) je vysoká.

H 2

Reliabilita testu přesnosti jednoduchého pohybu získaná měřením o velkém počtu pokusů (40) je větší než reliabilita tohoto testu při standardním měření o pěti pokusech.

5 METODIKA

5.1 Metoda

Experiment se uskutečnil v laboratoři Katedry biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Celé měření proběhlo za standardních podmínek, přítomni byli vyšetřující a testovaná osoba.

Měření se dobrovolně zúčastnilo 31 testovaných osob (žen) ve věku od 19 do 26 let ($\bar{x} = 22,52$, $s = 2,05$). Jejich tělesná výška byla od 1,59 do 1,80 m ($\bar{x} = 1,71$, $s = 0,05$). Tělesná hmotnost se pohybovala v rozmezí 51 až 79 kg ($\bar{x} = 64,65$, $s = 6,51$). Jednalo se o studentky Univerzity Palackého v Olomouci. Většina ze souboru daných jedinců prošla základním kurzem biomechaniky na Fakultě tělesné kultury. Všichni ze zúčastněných jsou zdraví jedinci bez neurologického postižení v anamnéze, bez prodělaných úrazů horní končetiny v minulosti. Až na jednu se všechny testované osoby věnují rekreačnímu sportu. U všech je také pravá horní končetina dominantní.

Měřené osoby seděly v průběhu celého experimentu na pevné židli s nastavitelnou výškou sedadla mezi rameny měřící linky pro pravou a levou horní končetinu. Pro náš experiment jsme využívali pouze měřící linku pro pravou horní končetinu. Pravá paže každé testované osoby byla umístěna v horizontální rovině a byla fixována třemi popruhy. Posuvné rameno bylo nastaveno a upevněno podle výšky každé osoby. Výchozí poloha fixované horní končetiny byla 90^0 flexe v ramenním kloubu, extenze lokte a pronace předloktí, ve středním postavení zápěstí s vyloučením radiální a ulnární duktace, prsty byly ve flexi. Každý pokus jedince byl zobrazen na monitoru počítače, na kterém se pohyboval kurzor podle úhlu v loketním kloubu.

5.2 Průběh a organizace měření

Před vlastním měřením byla každá testovaná osoba seznámena s cílem měření. Byla ji vysvětlena základní a pro experiment postačující metodika a průběh vlastního testování. Poté podepsala informovaný souhlas, kterým umožnila pokračování experimentu.

Hned v úvodu měření bylo nutné s každou měřenou osobou vyplnit dotazník, v kterém se zjišťoval věk, výška, hmotnost, profesní zaměření, zdravotní anamnéza a sportovní a pohybové aktivity. Každá měřená osoba také vykonala několik orientačních testů k posouzení laterální dominance podle Tomanové (1962-63) (test sepnutí rukou – ruka nahoře je dominantní, test navlékání nitě – ruka, která navléká je dominantní, tleskání – která ruka tluče je dominantní, klíč do zámku – ruka, která strká klíč je dominantní).

Poté bylo nutné změřit délku předloktí od olecranonu k processus styloideus ulnae a délku paže od akromionu po laterální epikondyl humeru. Bylo také třeba zjistit případnou hypermobilitu loketního kloubu. To trvalo asi 5 minut. Ještě před nastavením měřicí aparatury jsme s každou testovanou osobou provedli třiminutové rozcvičení zaměřené na horní končetiny. Poté byla upravena výška sedadla podle tělesné výšky vyšetřované osoby. Když testovaná osoba usedla mezi ramena měřicí linky, muselo být nastaveno také posuvné rameno. Paže horní končetiny byla upevněna pomocí popruhů. Vyšetřované osobě byl zkorigován sed. A byla zaujata pozice s extenzí v loketním kloubu. Byla provedena instrukce: „Tohle bude tvoje výchozí poloha.“. Poté následovala instruktáž: „Plně se soustřeď na pohyb, dívej se před sebe, dbej mých instrukcí a vždy vykonej pohyb až po mé instrukci.“

Již připravená testovaná osoba byla vyzvána, aby si pohyb třikrát vyzkoušela ze základní polohy do konečné polohy flexe 90^0 přirozenou rychlostí a také, aby si stejný pohyb třikrát vyzkoušela maximální rychlostí.

Následoval proces motorického učení, během kterého byly podávány zpětné informace. Byly provedeny instrukce „Teď se pohyb naučíš. Když řeknu teď, půjdeš přiměřenou normální rychlostí do 90^0 polohy. V této poloze zůstaneš a já tě budu korigovat, abys dosáhla přesně 90^0 flexe.“ Zmíněné korekce, kterými byla podávána zpětná vazba k testované osobě byly např. „Přidej! Trochu uber! Přestřelilas!“ Poté se celý proces opakoval třikrát maximální rychlostí. Součástí třetího pokusu byla 10s výdrž v konečné přesně 90^0 poloze. Následoval odpočinek 20s.

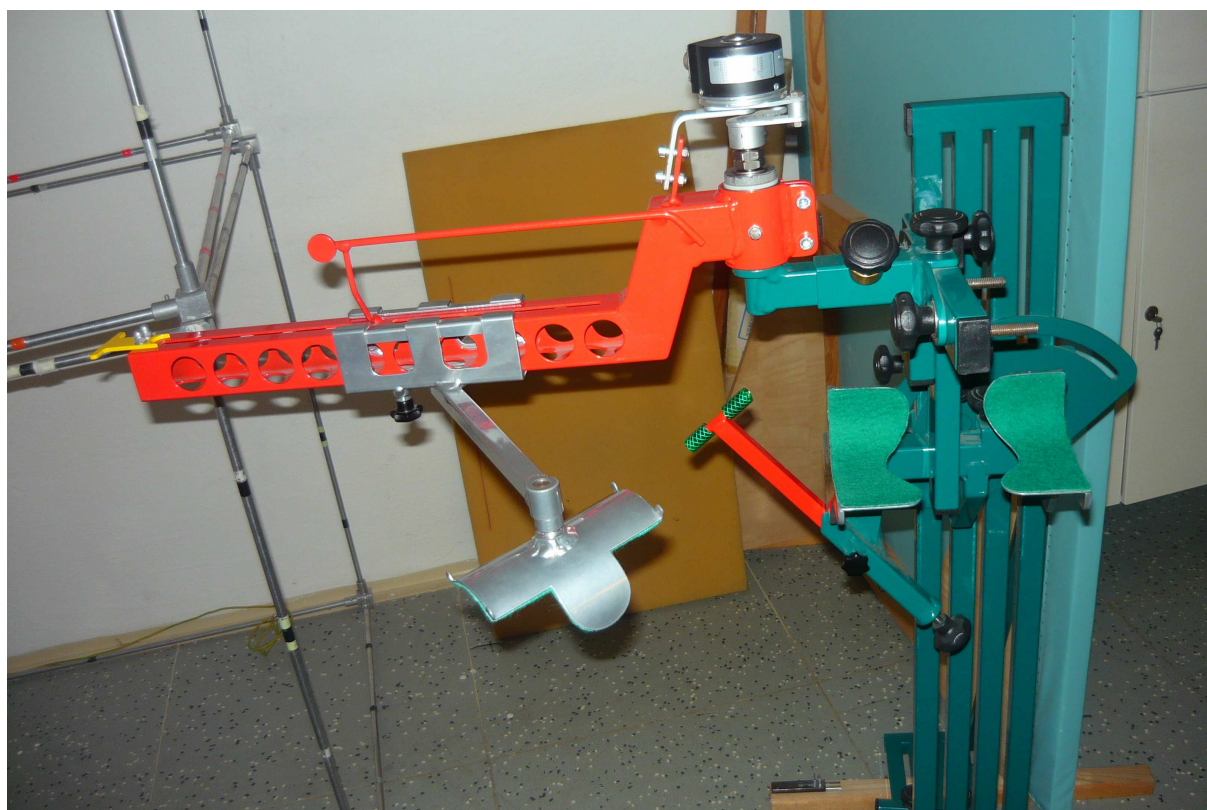
Tím byla uzavřena celá nácviková a instruktážní část a mohli jsme přistoupit k vlastnímu experimentu. Během experimentu se každá měřená osoba snažila co nejpresněji dosáhnout flexe 90^0 s tím, že celou dobu měla vykonávat pohyby maximální rychlostí. Polohy již nebyly korigovány a mezi pokusy byly intervaly 5 sekund, který jsme využili k ukládání dat do počítače. Dohromady to činilo 45 pokusů. 40 z nich podstoupilo statistickou analýzu.

Po 45. pokusu následoval pár minut odpočinek v sedě na židli, který byl využit k uvolnění paže od přístroje.

5.3 Měřicí přístroj

Přístroj byl vyvinut speciálně k měření úhlu v loketním kloubu v horizontální rovině. Skládá se z pevné konstrukce, na které jsou umístěny dvě ramena. Jedno rameno je stacionární a podpírá paži objímkami v místě m. triceps brachii. Druhé rameno

je připevněno k prvnímu a je umožněn jeho pohyb. Tření tohoto spojení je minimální. K pohyblivému rameni se také pomocí objímky a popruhů připevňuje distální část předloktí. Absolutní hodnota polohy pohyblivého ramena byla snímána elektrogoniometrem.



Obrázek 21. Měřicí aparatura

5.4 Statistická analýza

Získána data byla zpracována statistickým programem STATISTICA V9. Pro vyhodnocení výsledků byly použity základní statistické charakteristiky – aritmetický průměr, směrodatná odchylka, párový t – test, Pearsonův korelační koeficient, výpočet reliability R1 pomocí ANOVA pro opakovaná měření.

6 VÝSLEDKY

Výsledky jsou rozděleny do dvou skupin. Zajímá nás reliabilita při větším a menším množství pokusů. Také se zabýváme rozdíly mezi výsledkem testu z 5 a ze 40 pokusů.

6.1 Reliabilita při větším a menším množství pokusů

Při hodnocení standardního měření o pěti pokusech bylo vybráno prvních pět pokusů z celkových čtyřiceti a byl vyloučen nejhorší a nejlepší výsledek.

Průměrná hodnota pokusů nám ukazuje, že v tomto testování došlo k 3^o odchylce od teoretického cílového úhlu 90^o. Při standardním měření o pěti pokusech stejně jako při větším množství pokusů byla statisticky vyhodnocena korelace mezi jednotlivými pokusy a korelace mezi průměrnou hodnotou a jednotlivými pokusy. Podobné vyhodnocení bylo vypracováno i u většího počtu pokusů. Vyhodnocení při menším počtu pokusů ukazuje tabulka 1. Největší rozdíl je mezi prvním a třetím pokusem, kdy splňuje hladinu významnosti $p < 0,01$. Významný rozdíl je také mezi prvním a druhým pokusem, kdy splňuje hladinu významnosti $p < 0,05$. První pokus byl tedy z hlediska přesnosti pohybu lepší než ostatní pokusy. Průměrná hodnota korelačních koeficientů $r' = 0,86$ značí vysokou korelační závislost mezi jednotlivými pokusy. Průměrná hodnota korelačních koeficientů mezi individuálními pokusy a jejich průměrnou hodnotou je ještě vyšší $rP = 0,95$. Koeficient reliability je 0,93, což poukazuje na vysokou reliabilitu.

Tabulka 1. Reliabilita testu přesnosti pohybu při 5 pokusech, cílová hodnota uC (n=31)

Pokusy	$\bar{x}$	s	Rozdíly mezi pokusy p			Korelace mezi pokusy r			r', rP	R1
			uC1	uC2	uC3	uC1	uC2	uC3		
uC1	91,92	4,61								
uC2	93,33	5,11	0,035*			0,86				
uC3	93,79	6,61	0,002**	0,819		0,87	0,84		0,86	0,93
uCP	93,01	5,19	0,155	0,927	0,446	0,95	0,94	0,96	0,95	

Vysvětlivky:

- uC1 – uC3-cílové hodnoty jednotlivých pokusů
- uCP - průměrná hodnota ze tří pokusů
- p - hladina významnosti rozdílů mezi pokusy

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

r - korelační koeficient

r' - průměrná hodnota korelačních koeficientů vypočítaná z korelací mezi jednotlivými pokusy uC1–uC3 a vypočítaná z korelací mezi jednotlivými pokusy a uCP

r_P - průměrná hodnota korelačních koeficientů mezi průměrem ze tří pokusů a těmito individuálními pokusy

$R1$ - koeficient reliability

Při zjišťování reliability z velkého množství pokusů (tabulka 2) se cílový úhel od teoretického odklonil o $4,46^\circ$. Z výsledků statistické analýzy vyplývá, že reliability testu přesnosti jednoduchého pohybu získaná z velkého množství pokusů je velmi vysoká ($R1 = 0,99$).

Tabulka 2. Reliability testu přesnosti při 40 pokusech

Proměnná	40 pokusů		
	$\bar{x}$	s	R1
uC	94,46	4,88	0,99

Vysvětlivky:

$\bar{x}$ - aritmetický průměr

s - směrodatná odchylka

$R1$ - koeficient reliability

uC - úhel cílový

6.2 Rozdíl mezi výsledkem testu z 5 a ze 40 pokusů

Při porovnání obou statistických vyhodnocení (tabulka 3) je jasné, že varianta z pěti pokusů byla přesnější. Cílový úhel se více blížil úhlu teoretickému. Test významnosti rozdílů mezi dvěmi testovanými variantami prokázal významné rozdíly u cílového úhlu uC a úhlu překmitu uP. U proměnných, které charakterizují vnitřní strukturu pohybu pak u době trvání překmitu t_P a maximální rychlosti překmitu v_P .

Korelační závislost mezi výsledkem získaným z pěti a ze čtyřiceti pokusů je vysoká. Nejvyšší je u maximální a cílového úhlu, kde se blíží $r = 0,9$. Nejnižší korelační závislost je u indexu symetrie $r = 0,42$. U ostatních charakteristik se pohybuje od 0,58 do 0,83.

Při porovnání reliabilit obou testů, je jasné, že reliabilita testu při 40 pokusech opakování je vyšší u všech měřených proměnných ($R1 = 0,90-0,99$). U varianty pěti pokusů byla nalezena vysoká reliabilita u cílového úhlu. U maximálního úhlu uM, maximální rychlosti pohybu vM a doby trvání pohybu tT byla nalezena poměrně dobrá reliabilita ($R1 = 0,13-0,72$). U ostatních proměnných je reliabilita velmi nízká ($R1 = 0,13-0,72$).

Z těchto výsledků tedy vyplývá, že reliabilita testu přesnosti jednoduchého pohybu měřením o velkém počtu pokusů je větší než reliabilita testu získaná standardním měřením o pěti pokusech.

Tabulka 3. Rozdíly mezi výsledky testu 40 pokusů a variantou prvních 5 pokusů

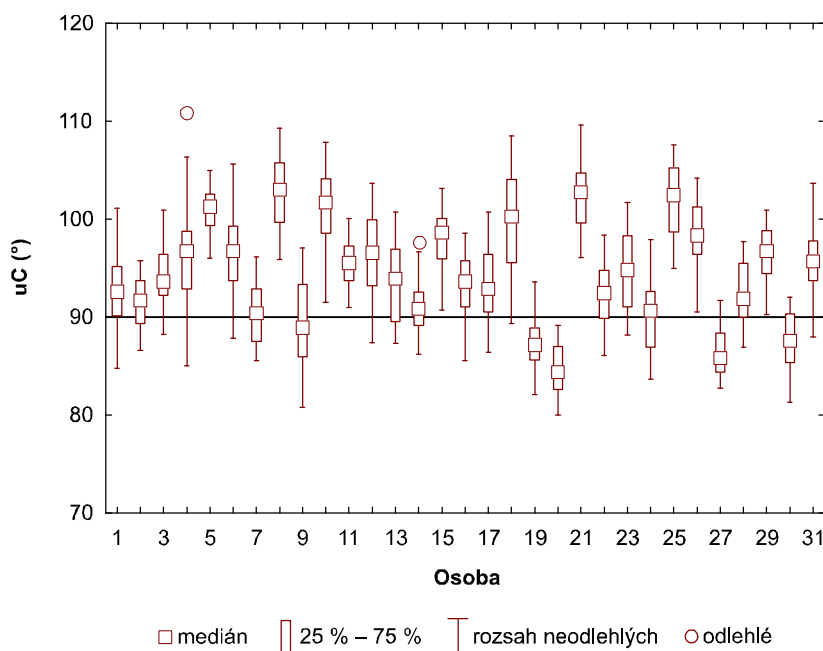
Proměnná	3 pokusy			40 pokusů			D	Párový t-test p	Korelace $r_{3, 40}$
	$\bar{x}$	s	R1	$\bar{x}$	s	R1			
uM	98,06	5,84	0,80	98,25	5,02	0,98	0,19	0,70	0,88**
uC	93,01	5,19	0,93	94,46	4,88	0,99	1,45	0,01**	0,89**
uP	5,05	2,76	0,35	3,79	1,56	0,91	1,26	0,01**	0,66**
vM	497,83	54,98	0,82	508,32	50,45	0,99	1049	0,07	0,83**
tA	0,20	0,03	0,34	0,19	0,02	0,97	0,01	0,15	0,58**
tD	0,21	0,04	0,72	0,21	0,02	0,98	0	0,85	0,75**
tT	0,41	0,05	0,79	0,41	0,05	0,99	0	0,30	0,81**
tA%	48,19	5,76	0,54	47,29	6,09	0,97	0,9	0,26	0,72**
tD%	51,81	5,76	0,51	52,71	6,09	0,97	0,9	0,26	0,72**
tIS	1,01	0,38	0,13	0,93	0,26	0,97	0,08	0,19	0,42*
tP	0,15	0,06	0,53	0,12	0,04	0,90	0,03	0,02*	0,62**
vP	83,58	36,66	0,48	67,31	22,49	0,94	16,27	0,01**	0,73**

$\bar{x}$	-	aritmetický průměr
s	-	směrodatná odchylka
R1	-	koeficient reliability
uM	-	úhel maximální
uC	-	úhel cílový
uP	-	úhel překmitu
vM	-	rychlost maximální
tA	-	doba akcelerace

tD	-	doba decelerace
tT	-	celkový čas pohybu
tA%	-	% doby akcelerace z pohybu
tD%	-	% doby decelerace z pohybu
tIS	-	index symetrie
tP	-	doba překmitu
vP	-	rychlost překmitu
*p < 0,05, ** p < 0,01		

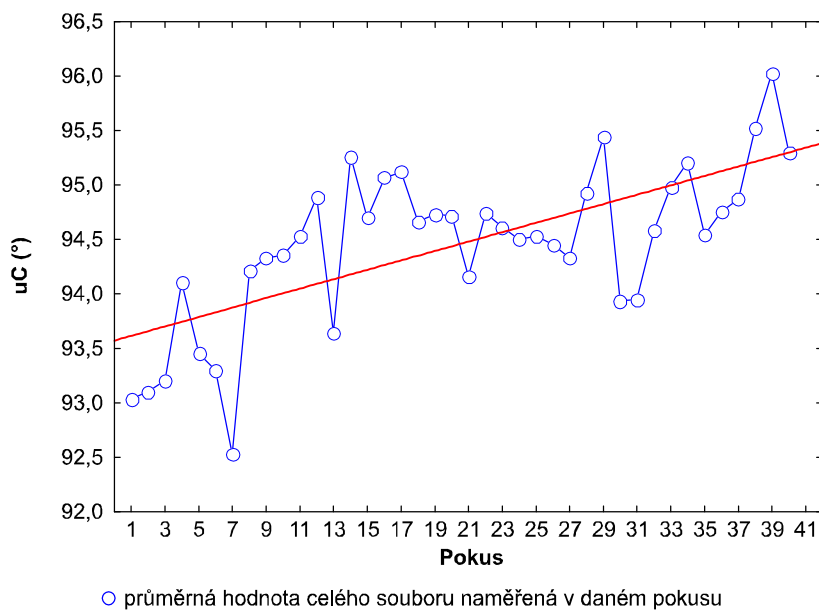
6.3 Trendy změn měřených hodnot

Variabilita naměřených cílových úhlů ukazuje, že medián naměřených hodnot se s výjimkou šesti osob pohybuje nad teoretickým cílovým úhlem (Obrázek 22).



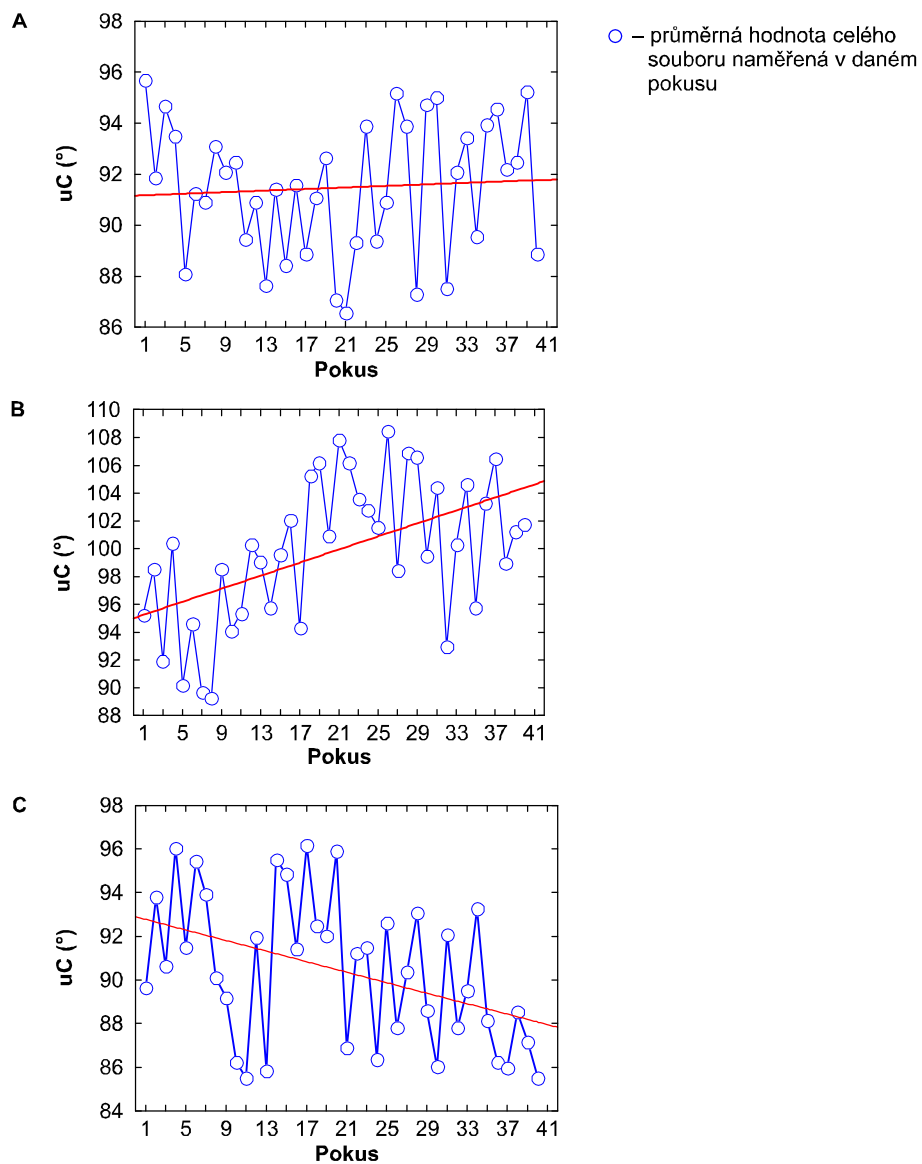
Obrázek 22. Graficky vyjádřené odchylky uC od teoretického cílového úhlu 90⁰ při čtyřiceti pokusech opakování (n=31)

Trend změn průměrných hodnot u souboru měřených osob má v tomto testu stoupající tendenci. Dochází ke zvýšení cílového úhu o necelé 2⁰ od začátku do konce měření.



Obrázek 23. Výsledný trend změny průměrných hodnot cílového úhlu uC od 1. do 40. pokusu

Tento výsledek ovšem nebyl stejný u všech testovaných osob. Grafické znázornění trendů změn hodnot cílového úhlu uC je velmi individuální. Celkově lze říci, že byly nalezeny všechny tři možné tendence - stabilní nebo mírně stoupající, systematicky stoupající trend a systematicky klesající regresní přímka. Stabilní nebo mírně stoupající trend byl společný 11 osobám (Obrázek 24 A). Systematicky stoupající se vyskytoval u 14 osob (Obrázek 24 B). Šesti osobám byla společná systematicky klesající regresní přímka (Obrázek 24 C).



Obrázek 24. Výsledný trend změn měřených cílových úhlů při opakovaných pokusech u jednotlivých osob (u 40 pokusů). Příklady výsledku testu jedné osoby se stabilním nebo mírně rostoucím (A), rostoucím (B) a klesajícím (C) trendem

7 DISKUZE

Přesnost jednoduchého pohybu předloktí vůči paži je téma, které se literatuře vyskytuje poměrně hojně. Experimentátoři zde hledají odpovědi na mnohé otázky z oblasti biomechaniky a neurofyzologie. Co pokládáme jako určitý nedostatek těchto studií, je malý počet testovaných osob účastnících se měření. Proto je v naší práci tento počet osob dvakrát až třikrát větší (31 osob), než se běžně v těchto typech studií využíval. Věříme, že takové testování může mít větší výpovědní hodnotu. Problém, kterým se zabýváme, je reliabilita přesnosti tohoto jednoduchého pohybu. Myslíme si, že řešení tohoto problému může být velmi důležité, protože se v českých a zahraničních zdrojích téměř nevyskytuje. Výjimku tvoří studie Kristensen et al. v roce 2008.

Naším cílem bylo zjistit, jaká je reliabilita přesnosti jednoduchého pohybu získaná při velkém množství pokusů (40). Následně jsme tuto hodnotu porovnávali s reliabilitou získanou při standardním počtu pokusů (5). Pro lepší přehlednost budeme následující text členit do několika kapitol. Cílem je, aby se v textu budoucí čtenář snáze zorientoval. Budeme se snažit přiblížit metodu testování a její pozitivní stránky popřípadě úskalí. Chvilí se budeme věnovat únavě, která mohla ovlivnit testované osoby. V samostatné kapitole budeme porovnávat výsledky reliability přesnosti jednoduchého pohybu získané v naší studii a ve studii Kristensen et al. Srovnáme testování z pěti a ze čtyřiceti pokusů. Pokusíme se odvodit, jaké množství pokusů je tedy vhodné pro další měření. Pokusíme se také rozebrat kinematické parametry pohybu získané v naší práci v porovnání se zahraničními studiemi, atd.

7.1 Metoda testování

Dle studie provedené Brownem et al. (2005) se ukazuje, že maximální schopnost pro úlohy vyžadující přesnost pohybu je dosažena v pozdní adolescenci. Tato přesnost je totožná jako u mladých dospělých jedinců. Věk 19 až 26 let, který byl využit v naší studii, je tedy obdobím maximálního rozvoje těchto schopností. Studie se zúčastnily ženy. Předpokládáme, že ženy mají lepší schopnosti ke zvládnutí přesného a koordinačně náročnějšího pohybu. Tenhle názor potvrzuje i Kračmar (2002), který tvrdí, že koordinační dokonalostí ženy musí vyrovnávat určitou svalovou insuficienci v porovnání s mužskými protějšky. Většina ze souboru testovaných osob byly rekreační sportovkyně, u kterých se předpokládají lepší schopnosti k přesnému provedení pohybu. V našem experimentu jsme testovali pouze jedince s pravou horní končetinou používanou jako dominantní.

Při zjišťování této dominance jsme provedli několik základních orientačních testů k nalezení dominance horní končetiny.

Z předchozích odstavců vyplývá, že náš soubor osob byl vytvořen především z jedinců, kteří by měli mít dobré předpoklady pro přesné provedení pohybu. Jako důležité se ovšem jeví především to, že se jednalo o homogenní soubor jedinců – podobná věková kategorie, rekreační sportovkyně atd. U takto homogenního souboru lze předpokládat, že data budou mít větší výpovědní hodnotu.

Testované osoby jsme měřili za standardních podmínek. Snažili jsme se maximálně vyloučit všechny rušivé podněty. Teplota místnosti byla konstantní a při vyšetření byl přítomen examinátor a testovaná osoba. Přístroj pro měření přesnosti pohybu byl před vlastním měřením zkontrolován, tak aby tření při pohybu pohyblivého ramene bylo minimální a zanedbatelné.

Přípevnění horní končetiny ke konstrukci přístroje jsme věnovali maximální pozornost. Je nám známo, že exteroceptivní podněty mohou vést k facilitaci svalů. Tato facilitace mohla být způsobena kovovými objímkami přiléhajícími ke kůži v místě m. triceps brachii. Tomuto se nedalo zabránit. Další exteroceptivní podnět mohl být od popruhů, které připoutávaly horní končetinu ke kovovým objímkám. Snažili jsme se zhotovit takové popruhy, které budou vyhovovat našemu měření. Bylo třeba najít kompromis mezi pevným zafixováním a přitom takovým, který nevede k omezení pohybu vlivem stlačení měkkých struktur paže a předloktí. O tom, že se nám to ne vždy zcela podařilo svědčí mírné brnění ruky a její jemné zblednutí, které se vyskytovalo u některých jedinců. Textilní popruhy mohly vést k lepší pohybové orientaci jedinců při flexi předloktí. Žádná z testovaných osob tento náš úsudek nepotvrdila.

K poloze horní končetiny lze poznamenat, že „extenční úhel“, jak uvádí Mirkov et al. (2002) a také dle Kapandjiho (1982) vede z důvodu menšího podílu rotační složky na průběh pohybu k horšímu zapojení flexorů loketního kloubu. Připouštíme, že i tato skutečnost mohla mít vliv na pohyb předloktí vůči paži v našem experimentu.

V našem experimentu jsme měřili délky předloktí a zálaktí. Tyto délky a jejich poměr se výrazně lišily u jednotlivých osob. Je nám známo, že i tato skutečnost mohla ovlivnit provedení pohybu. Hypermobilita se u osob, které byly analyzovány nevyskytovala.

Korigovaný sed byl součástí standardizace našeho měření. Předpokládáme jeho pozitivní vliv na provedení pohybu. O důležitosti postury toho bylo hodně napsáno. Jako příklad uvádíme tvrzení Vařeky a Dvořáka (2001), podle kterých je postura základní podmínkou pohybu. Předpokládáme, že správné nastavení postury bude pohyb v našem

experimentu usnadňovat. Nicméně na jeho skutečný vliv na přesnost provedení úlohy by musely být provedeny další studie.

Motorické učení bylo součástí našeho experimentu. Při studování literárních pramenů jsme zjistili, že názor autorů na vliv motorického učení na provedení pohybů je celkem jednoznačný jako příklad uvádíme studii Ilice et al. (1998) a Ilice et al. (1996). Tyto studie jsou popsány v přehledu literatury. Ilic et al. (1998) mimoto zdůraznil význam konečné pozice v motorickém učení pohybu. Ovšem našli jsme také studii Kollárovitse a Teplické (1995), kteří po svém zkoumání tvrdili, že ani proces motorického učení nedokáže výrazně zasáhnout do celkové úrovně senzomotorických schopností. Nicméně i v jejich studii byl nalezen významný rozdíl ve výsledcích po procesu motorického učení v úloze, která byla zaměřena na poloviční prostorový odhad.

Při měření jednotlivých osob v našem experimentu bylo patrné, že se po tomto motorickém učení jednotlivé osoby zlepšily na rozdíl od prvních nesourodých pokusů. K tomuto došlo i přesto, že se jednalo o krátký proces motorického učení. Zajímavé bylo sledovat, že na konci tohoto motorického učení se cílové úhly více blížily úhlu teoretickému. Hned při prvních pokusech vlastního měření ovšem došlo k odchylce od této pozice, která se dále ještě více od tohoto teoretického úhlu odklonila. Odchylka od teoretického úhlu při testování z pěti pokusů byla 3^0 , u testování ze čtyřiceti pokusů $4,46^0$. O významu paměťových schopností jedince na přesnost provedení už pojednávali Kollárovits a Teplická (1995), myslíme si, že právě ony mohly být důvodem, proč 20 s pauza mezi koncem procesu motorického učení a vlastním začátkem měření mohla vést u většiny osob k odklonu od teoretického úhlu, který se dále ještě více zdůraznil.

Paměťové schopnosti zase ovlivňuje motivace testované osoby a význam úkolu pro ni. Snažili jsme se všechny jedince motivovat. Uvedli jsme přínos měření pro další vědecké testování a při vlastním procesu motorického učení jsme využili pozitivní zpětnou vazbu. Podávali jsme informace o správném provedení, modulovali jsme tón hlasu, při správném provedení jsme přidali pochvalu.

Z uvedených odstavců je důležité zjištění, že ve výsledku jsou zahrnuty i tyto paměťové schopnosti. Zjišťujeme tedy tuto reproducibilitu pozice segmentu u jednotlivých osob.

7.2 Vliv únavy

Únava může být dvojího typu, jak pojednává Dvořák (2007). Může se jednat o únavu svalovou, kdy rychle za sebou jdoucí svalové stahy mohou vést k vyčerpání pohotových makroergních vazeb ve svalových buňkách, zkrácení svalového vlákna při kontrakci

pak může vyústit v ischemii svalového vlákna a svou úlohu hraje i substance P. U pohybu vysoce náročného na koordinovanost a přesnost dojde dříve k únavě CNS. Důsledkem je pak nárůst v chybování v provádění úkonů a úbytek koordinace a psychický dyskomfort.

Myslíme si, že během našeho testování byla únava především tohoto centrálního typu. Jednalo se o úkoly náročné na přesnost provedení. Kromě toho mohly mít pro některé testované osoby úkoly povahu stereotypně opakujících se podnětů. Přestože i tomuto jsme se pokoušeli zabránit. Modulovali jsme během testování tedy tón hlasu a snažili jsme se, aby celé testování nebylo pro měřené osoby moc jednotvárné.

7.3 Trendy změn měřených hodnot

Jak je pojednáno v kapitole „Výsledky“ Medián cílového úhlu u většiny osob se pohyboval nad teoretickým cílovým úhlem s výjimkou šesti osob. Z čehož vyplývá, že většina osob měla tendenci k „přestřelení“ cílové pozice. Trend nebyl společný u všech osob. U některých měl stabilní nebo mírně stoupající tendenci, u jiných stoupající tendenci a u poslední skupiny se objevovala klesající tendence. Celkově bychom řekli, že vliv na odklon trendu od stabilní úrovně mohly mít už zmíněné paměťové schopnosti jedince a také zde mohl být vliv únavy.

7.4 Hodnoty kinematických veličin

V naší studii byl nalezen v prvních pěti pokusech symetrický rychlostní profil (index symetrie – čas akcelerace dělený časem decelerace), který byl téměř roven jedné. V tom se shodujeme s Wiegnerem a Wierzbickem in Jaric, Gottlieb, Latash, & Corcos (1998), kteří tvrdí, že rychlejší pohyby jsou symetrické, ale pomalejší pohyby jsou asymetrické. Při průměrné hodnotě indexu symetrie ve čtyřiceti pokusech ($n = 31$) byl ovšem nalezen asymetrický rychlostní profil. Spolehlivost indexu symetrie v pěti pokusech je velmi nízká, ve čtyřiceti pokusech vysoká. Proto se dále budeme věnovat výsledku ze čtyřiceti pokusů.

V tomto testování byl naměřen delší čas decelerace než akcelerace. Tato skutečnost je v rozporu ze zjištěním Jariče et al. (1998), kteří říkají, že nárůst rychlosti svalu vede k nárůstu viskozních parametrů svalu. Viskozní komponenta pak působí proti síle agonisty, ale ve směru síly antagonistického svalu. Proto nárůst pohybové rychlosti vede k relativnímu „oslabení“ agonistického a „posílení“ antagonistického svalu. Slabší agonista potřebuje více času k akceleraci končetiny. Silnější antagonistista brzdí končetinu za kratší čas. Výsledkem by měl být nárůst indexu symetrie.

Podle Mirkova et al. (2002) pohyb v extenčním úhlovém intervalu vede k horšímu zapojení flexorů a čas by tak měl být přerozdělen ve smyslu více času pro akceleraci

do flexe. Podle většiny studií je navíc symetrie rychlého diskrétního pohybu více než jedna. Tato velikost může být ovlivněna svalovou silou a únavou.

To všechno by mělo znamenat, že bude i v našem experimentu delší čas trvat akcelerace než decelerace. Myslíme si, že síla ani svalová únava neměla významný vliv na provedení pohybu v naší studii. Navíc únava agonistického svalu vede spíše ke zvýšení indexu symetrie. Je pravděpodobné, že nižší index symetrie byl způsoben tím, že jsme požadovali maximální přesnost provedení. To nejspíše vedlo ke zpomalení pohybu prodloužením decelerační fáze. O této skutečnosti hovoří Rand et al. (2000), ale také vyplývá ze zjištění Schmidta (1991) aj. Znamenalo by to, že dotyčný nepoužil maximální hodnotu své vnitřní rychlosti z důvodů větších požadavků na přesnost provedení.

Milanovic et al. (2000) se zabývali otázkou, zda jsou překmity odrazem motorického řízení nebo mají biomechanický původ. Přiklání se potom k biomechanickému původu. Uvádějí že překmit nemůže být výsledkem nepřesnosti pohybového programu. Také naše práce tomuto tvrzení nasvědčuje. Větší hodnota překmitů totiž byla nalezena při testování z pěti pokusů než ze čtyřiceti. Naopak přesnost se ukázala být větší v pěti než čtyřiceti pokusech. Nicméně tato skutečnost může být ovlivněna tím, že v pěti pokusech je reliabilita měření nízká, zatímco ve čtyřiceti vysoká, proto můžeme o její výpovědní hodnotě pouze spekulovat.

7.5 Srovnání s jinou studií zaměřenou na reliabilitu přesnosti jednoduchého pohybu

Jak bylo řečeno již v úvodní kapitole, na reliabilitu přesnosti pohybu v loketním kloubu byla udělána pouze jedna studie. Tato studie byla provedena Kristensenem, Lundem, Hansenem, Christensenem, Samsøem, & Bliddalem v roce 2008. Liší se oproti naší práci v mnoha směrech:

1. parametry testování

- v uvedené studii se pracuje se dvěma parametry - absolutní chybou a proměnnou chybou. Absolutní chyba vyjadřuje chybu měření a proměnná chyba je výrazem stability měření, testovala se jejich reliabilita.

- v naší studii zjišťujeme reliabilitu cílového úhlu a také reliabilitu dalších proměnných

2. druhy testování

- v této studii se zjišťovala jak schopnost aktivního dosažení kloubní pozice, které má charakter umístění, tak práh detekce pasivního pohybu.

- v naší práci se zaměřujeme na rychlý aktivně provedený pohyb horní končetiny do 90^0

3. cílové pozice

- v této studii bylo více cílových pozic.

- v naší studii existoval jediný teoretický cílový úhel 90^0

4. vliv učení

- studie byla vytvořena tak, aby na výkon testovaných osob mělo minimální vliv motorické učení

- v našem experimentu jsme s vlivem motorického učení počítali a bylo součástí našeho měření

5. množství pokusů

- v této studii se používaly tři pokusy v rámci testování a opakovaného testování pro aktivní umístění končetiny a šest pro detekci pasivního pohybu

- v naší práci jsme využívali velký počet pokusů (40)

Reliabilita pro aktivní umístění končetiny pro absolutní chyby v této studii vyšla dobrá 0,59, pro proměnné chyby slabá 0,007. V naší práci jsme reliabilitu absolutních a proměnných chyb nezjišťovali. Nicméně v naší studii byla nalezena při větším počtu pokusů vysoká reliabilita a to dokonce pro všechny proměnné a to i při maximální rychlosti, kterou jsme požadovali v našem experimentu. Při testování z pěti pokusů byla sice reliabilita menší než ze čtyřiceti pokusů, ovšem také vysoká. Naše metoda se tedy z tohoto pohledu jeví jako více spolehlivá. Myslíme si, že hlavním důvodem pro tento výsledek, byla skutečnost, že v našem testování jsme měli jedinou cílovou pozici 90^0 . Jedním z důvodů bylo také celkové množství opakování pokusů.

7.6 Měření o pěti a čtyřiceti pokusech

Kristensen et al (2008) poukazovali na to, že 3 pokusy pro aktivní umístění končetiny se ukázaly jako naprosto nedostatečné. Navrhují poté použití alespoň pěti pokusů. Při studiu dalších prací bylo patrné, že většina autorů používá tento pětinasobný počet pokusů.

V naší práci jsme porovnávali měření o pěti a čtyřiceti pokusech. Malý počet opakování jsme získali použitím prvních pěti flexí ze souboru naměřených dat. Korelační závislost

mezi těmito dvěma situacemi se ukázala jako vysoká. Nejnižší korelační závislost byla nalezena u indexu symetrie. Největší korelační závislost je u maximálního a cílového úhlu. Nicméně porovnáním reliability obou situací jsme zjistili, že reliability je větší u velkého množství pokusů u všech proměnných. U většiny proměnných, s výjimkou cílového úhlu, maximálního úhlu, maximální rychlosti pohybu a doby trvání pohybu, byla u varianty pěti pokusů nalezena nízká reliability. Z tohoto pohledu se jeví varianta z velkého množství pokusů (40) jako jednoznačně vhodnější.

Jen těžko si můžeme představit, že bychom při měření využívali vždy tento vysoký počet pokusů. Pokud ovšem chceme získat opravdu spolehlivé měření, bylo by vhodné testování z pěti pokusů rozšířit alespoň částečně. Podle Vaverky (ústní sdělení) by bylo vhodné použít alespoň deset pokusů. Tento počet by byl jistě přijatelnější, jak z hlediska reliability, tak z hlediska množství. Toto množství se dá s výhodou použít u většiny měření.

7.7 Funkce proprioceptorů

Víme, že přesnost pohybu nezávisí jen na funkci proprioceptorů a vedení aferentní informace do CNS. Svou úlohu sehrává také právě toto řídicí centrum a jeho schopnost zodpovídat za kooperaci agonistických a antagonistických svalů. Když provádíme přesný pohyb nemůžeme oddělovat aferentní a eferentní složku. Goble et al. (2005) předpokládají, že dominantní vliv při pomalých pohybech v lokti mají proprioceptivní schopnosti. Svou práci také srovnávají s jinými studiemi. V těchto dalších studiích se zkoumá propriocepce na úlohách, ve kterých se nejedná o přesné provedení pohybu, jak ho chápeme v naší práci. Převážně jsou tyto úlohy zaměřeny na proprioceptivní odhad nějaké situace. Což znamená, že proprioceptivní schopnosti v závislosti na věku zjištěné v těchto studiích lze na přesnost pohybu aplikovat jen částečně. Studie Goble et al. (2005) se naší práci blíží více, proto informace zde uvedené jsou pro nás přínosnější. Ale i v těchto úlohách se jedná převážně o pomalý pohyb, který má charakter umístění. Rychlý pohyb se od pomalého liší. Především během rychlého pohybu se vyskytuje méně korekčních cyklů. Rychlý pohyb je pohyb spouštěný.

Závěrem lze říci, že uvedená metoda testování je vhodná pro další vědecké výzkumy. Existuje mnoho otázek, které by při jednoduchém pohybu v loketním kloubu mohly být aspoň částečně zodpovězeny. Myslíme si, že by do podobných výzkumů mohli být také více začleněni pacienti. Tím by mohly získat takové experimenty i větší praktický význam.

Doufáme, že uvedený experiment bude motivovat další experimentátory a že tak tato metoda najde v praxi své uplatnění.

8 ZÁVĚRY

Zjištěné výsledky můžeme shrnout do těchto bodů:

- Reliabilita přesnosti pohybu získaná v situaci, kdy provádíme velký počet pokusů (40) je velmi vysoká ($R1 = 0,99$). Tato hodnota svědčí o vysoké spolehlivosti této metody měření přesnosti pohybu při vysokém počtu opakování.
- Reliabilita přesnosti pohybu vypočítaná z prvních pěti pokusů také splňuje požadavky reliabilního testu, i když koeficient reliability je ve srovnáním se 40 pokusy mírně nižší ($R1 = 0,93$).
- Reliabilita biomechanických charakteristik, které popisují provedení pohybu je nižší než u cílové polohy. Hodnoty koeficientů reliability u 40 pokusů jsou podobně jako u cílového úhlu vyšší než u 5 pokusů.
- Na základě zjištěných výsledků lze doporučit v dalších experimentálních studiích zvýšit počet pokusů v souladu se stanovenými výzkumnými otázkami. Lze uvažovat o počtu v rozmezí 10-12 pokusů.

9 SOUHRN

Diplomová práce se zaměřuje na reliabilitu přesnosti jednoduchého pohybu. Tímto pohybem byla flexe v loketním kloubu do teoretického cílového úhlu 90^0 . Vyšetřovali jsme soubor zdravých žen ($n = 31$) ve věku 19–26 let. Zajímalo nás, jak jsou testované osoby schopny reprodukovat konečnou pozici předloktí vůči paži po krátkodobém procesu motorického učení. Zjišťovali jsme stabilitu této určené a naučené pozice během čtyřiceti opakování pokusů. Při měření jsme získali hlavní ukazatel, cílový úhel, a řadu biomechanických proměnných, které popisují provedení pohybu. Hlavní pozornost byla zaměřena na cílový úhel a jeho reliabilitu. Zjišťovali jsme také reliabilitu dalších proměnných. Hodnoty získané v čtyřiceti pokusech jsme porovnávali s hodnotami, které jsme dostali použitím prvních pěti pokusů z měření.

Reliabilita přesnosti pohybu při čtyřiceti pokusech opakování se ukázala jako vysoká ($R1 = 0,99$). Tato hodnota byla vyšší než při pěti pokusech opakování, i když i tam byla reliabilita vysoká ($R1 = 0,93$). U proměnných, které popisují provedení pohybu, byla reliabilita jednoznačně vyšší při velkém množství pokusů. Z uvedených zjištění vyplývá, že je potřeba většího počtu pokusů k získání skutečně spolehlivých výsledků. Pět pokusů se v několika proměnných ukázalo jako malý počet k jejich spolehlivosti.

Zjištěná vysoká úroveň reliability při měření jednoduchého pohybu umožňuje používat daný test k dalším experimentálním studiím. Může sloužit k řešení dalších výzkumných otázek souvisejících s učením a řízením pohybu.

10 SUMMARY

The diploma thesis focuses on reliability of simple movement accuracy. This movement was represented by flexion of the elbow joint to the theoretical angle of 90°. We tested a sample of healthy females ($n = 31$) aged between 19 and 26. Our aim was to find out to what extent are the tested individuals able to reproduce the target position of antebrachium towards an arm after a short period of motor learning. We examined the stability of this position during 40 trials of this test. We obtained the main index, target angle, and a number of other biomechanical variables characterizing the movement commitment from this measuring. The target angle and its reliability were the main focus. We also examined the reliability of other variables. The values obtained from the total of forty trials were compared to the values obtained from the first five trials only.

The reliability of movement accuracy during 40 trials proved to be rather high ($R1 = 0.99$). This value was higher than the one obtained from the first five trials, even though the reliability in the first five trials was relatively high as well ($R1 = 0.93$). The reliability in the variables characterizing the movement commitment was explicitly higher in a greater number of trials. It can be concluded from the above-mentioned findings that a greater number of trials is needed in order to obtain reliable results. Five trials proved to be insufficient for a reliable appraisal of some of the variables.

High level of reliability proven in the testing makes it possible to use this test in other experimental studies as well. It can contribute to solving further research questions dealing with learning and movement control.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Blahuš, P., & Měkota, K. (1983). *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Corcos, D. M., Gottlieb, G.L., & Jaric, S. (1996). Electromyographic Analysis of Performance Enhancement. In H. N. Zelaznik (Ed.), *Advances in Motor Learning and Control* (pp. 123-153). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Čelíkovský, S. (1963). *Vybrané kapitoly z experimentálního výzkumu v tělesné výchově pro pedagogy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Čelíkovský, S. (1967). *Empirické metody výzkumu v tělesné výchově*. Praha: Sportovní a turistické nakladatelství.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada.
- Dobrá, L. (1997a). Stadia pohybového učení v praxi I. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 63 (6), 2–4.
- Dobrá, L. (1997b). Stadia pohybového učení v praxi II. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 63 (7), 2–6.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta tělesné kultury.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ervilha, U. F., Nielsen, L. A., Duarte, M., & Nielsen, T. G. (2004). The effect of muscle pain on elbow flexion and coactivation task. *Experimental Pain Research*, 156, 174-182.
- Ervilha, U. F., Nielsen, L. A., Duarte, M., & Nielsen, T. G. (2004). Effect of load level and muscle pain intensity on motor control of elbow – flexion movements. *Eur J Appl Physiol*, 92, 168–175.
- Gottlieb, G. L., Corcos, D. M., & Agarwal, G. C. (1989a). Organizing Principles for Single Joint Movements I. A Speed – Insensitive Strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62 (2), 342 – 357.
- Gottlieb, G. L., Corcos, D. M., & Agarwal, G. C. (1989b). Organizing Principles for Single Joint Movements II. A Speed – Sensitive Strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62 (2), 358 – 368.
- Ganong, W. F. (1995). *Přehled lékařské fyziologie* (1. čes. vyd.). Jinočany: H&H.

- Goble, D. J., Lewis, C. A., Hurvitz, E. A., & Brown, S. H. (2005). Development of upper limb proprioceptive accuracy in children and adolescents. *Human Movement Science*, 24, 155–170.
- Hamil, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical Basis of Human Movement*. London: Lippincot Williams.
- Hošek, V., & Rychtecký, A. (1975). *Motorické učení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Choutka, M., Brklová, D., & Votík, J. (1999). *Motorické učení v tělovýchovné a sportovní praxi*. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity.
- Illic, D. B., Corcos, D.M., Gottlieb, G.L., Latash, M. L., & Jaric, S. (1996). The effects of practice on movement reproduction: Implications for models of motor control. *Human Movement Science*, 15, 101–114.
- Illic, D.B, Mirkov, D. M., & Jaric, S. (1998). Learning Transfer From Flexion to Extension Movements: Importance of the Final Position. *Motor Control*, 2, 221–227.
- Jaric, S., Gottlieb, G. L., Latash, M. L., & Corcos, D. M (1998). Changes in the symmetry of rapid movements. Effects of velocity and viscosity. *Experimental Pain Research*, 120, 52–60.
- Jaric, S., Radovanovic, S., Milanovic, S., Ljubisavljevic, M, & Anastasijevic, R. (1999). Changes in movemnt final position associated with agonist and antagonis muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol*, 80, 467–471.
- Jaric, S., Radovanovic, S., Milanovic, S., Ljubisavljevic, M, & Anastasijevic, R. (1997). A comparison of the effects of agonist and antagonist muscle fatigue on performance of rapid movements. *Eur J Appl Physiol*, 76, 41–47.
- Jaric, S. (2000). Changes in Movement Symmetry Associated With Strengthening and Fatigue of Agonist and Antagonist Muscles. *Journal of Motor Behavior*, 32 (1), 9-15.
- Kapandji, I. A. (1982). *The Physiology of the Joints*. (Volume One Upper Limb). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kollárovits, Z., & Teplická, S (1995). Senzomotorické schopnosti – motorické učenie a ich rozvoj. *Telesná Výchova a Šport*, 5, 31–35.
- Kračmar, B. (2002). Princípy vývojovej kineziológie ve sportovným pohybu. *Rehabilitácia*, 35 (3), 180-187.
- Králíček, P. (1997). *Úvod do speciální neurofysiologie*. Praha: Karolinum.

- Kristensen, B. J., Lund, H., Hansen, K., Christensen, H., Samsøe, B. D., & Bliddal, H. (2008). Test – retest reliability of joint position and kinesthetic sense in the elbow of healthy subjects. *Physiotherapy Theory and Practice*, 24, 65–72.
- Kristensen, B. J., Lund, H., Hansen, K., Christensen, H., Samsøe, B. D., & Bliddal, H. (2008). Poorer elbow proprioception in patients with lateral epicondylitis than in healthy controls? A cross – sectional study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17 (1S), 72S-81S.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2 nd ed.). Champaign IL: Human Kinetics.
- Milanovic, S., Blesic, S., & Jaric, S. (2000). Changes in Movement Variables Associated With Transient Overshoot of the Final Position. *Journal of Motor Behavior*, 32 (2), 115–120.
- Mirkov, D. M., Milanovic, S., Illic, D. B., & Jaric, S (2002). Symmetry of Discrete and Oscillatory Elbow Movements: Does It Depend on Torque That the Agonist and Antagonist Muscle Can Exert?. *Motor Control*, 6, 271–281.
- Petřek, J. (1991). *Základy neurofyziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Rand, M. K., Stelmach, G. E., & Bloedel, J. R. (2000). Movement accuracy constraints in Parkinson´s disease patients. *Neuropsychologia*, 38, 203 – 212.
- Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning and performance*. Champaign, IL: Human Kinetics Books.
- Tomanová, M. (1962-63). Naše zkušenosti s vyšetřováním laterality. *Otázky defektologie*, 5, 195-197.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1982) *Myofascial Pain and Dysfunction: the trigger point manual* (Volume 1. The upper extremities). Baltimore, Md.: Williams & Wilkins.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (1), 33-37.
- Vaverka, F. (1995). *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.
- Velé, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.