UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Ján Dzvoník

Proximální dynamická stabilizace ramenního pletence a její vliv na sílu akrálních svalů horní končetiny

Diplomová práce

Praha 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Ján Dzvoník
Název diplomové práce: Proximální dynamická stabilizace ramenního pletence a její vliv na sílu akrálních svalů horní končetiny
Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol
Vedoucí diplomové práce: MUDr. Alena Kobesová, PhD.
Rok obhajoby bakalářské práce: 2012

Abstrakt: Cílem práce je zhodnocení vlivu dynamické stabilizační strategie na sílu akrálních svalů horní končetiny. Dynamické stabilizační cvičení vychází z konceptu DNS (dynamické neuromuskulární stabilizace) založeném na principech vývojové kineziologie. Pro nácvik stabilizačních strategií pletence ramenního byly vybrány čtyři polohy vycházející z fyziologické lidské ontogeneze (poloha třetího měsíce na břiše, nezralého šikmého sedu, na čtyřech a poloha tzv. medvěda). Studie se zúčastnilo celkem deset probandů ženského pohlaví. Cvičební lekce trvala přibližně 30 minut, frekvence cvičení byla stanovena na 5x týdně po dobu 6 týdnů. Zkoumaným parametrem síly stisku ruky byla maximální volní izometrická kontrakce (maximum voluntary isometric contraction - MVIC), měřená pomocí ručního dynamometru (digitální elektrický dynamometr CITEC CT 3001). Byly sledovány dvě formy stisku - stisk úchopem špetky („three-pinch grip“) a stisk sevřením pěsti („fist grip“), který byl zkoumán ve třech variantách polohy předloktí – pronaci, supinaci a neutrální poloze. Akrální svalovou sílu jsme měřili na obou horních končetinách. Celkem bylo statisticky vyhodnoceno osm ukazatelů před a po šestitýdenním cvičení za pomocí oboustranného párového t-testu. K signifikantnímu zvýšení ($p < 0,05$) průměrných hodnot MVIC po šestitýdenní terapii došlo ve všech osmi měřených úchopech. Nebyl zjištěn vliv polohy předloktí na sílu stisku „fist grip“

Klíčová slova: svalová síla, ruční dynamometrie, stabilizace ramenního pletence, vývojová kineziologie, dynamická neuromuskulární stabilizace

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author´s first name and surname: Bc. Ján Dzvoník

Title of the thesis: The effect of proximal dynamic stabilization on hand muscle strength

Department: Department of Rehabilitation and Sports medicine Univesity Hospital Motol, Prague, Czech Republic

Supervisor: MUDr. Alena Kobesová, PhD.

The year of presentation: 2012

Abstract: The aim of this study is to evaluate the effect of dynamic stabilizing strategy on handgrip and pinchgrip strength. Exercise utilized in this study was based on rehabilitative approach called Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS) – a developmental kinesiology approach. The exercise program consisted of four primal developmental positions (3½ month supine position, oblique sitting position with support on forearm, position on all fours, and the "bear" position). A study file consisted of ten females who were instructed in basic scheme of DNS exercise. They were instructed to exercise at home five times weekly for a 6-weeks period. One exercise lesson took about thirty minutes. Both handgrip and pinchgrip strength was measured using the digital dynamometer CITEC CT 3001 recording maximum voluntary isometric contraction (MVIC). Three-pinch grip strength and fist grip strength was measured for both upper extremities. Fist grip strength was measured in three positions of forearm (pronation, supination and neutral position). Overall eight variables (for each extremity, grip form and position of the forearm) measured before and after exercise program were compared using the paired t-test. Significant increase in muscle strength ($p<0,05$) was identified for all eight variables after a 6 weeks exercise period. No influence of forearm position on „fist grip" strength was observed.

Keywords: muscle strength, hand held dynamometry, shoulder girdle stabilization, developmental kinesiology, dynamic neuromuscular stabilization

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením MUDr. Aleny Kobesové, PhD., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použitá k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 4.5 2012 Ján Dzvoník .....

Poděkování autora:

Velmi děkuji MUDr. Aleně Kobesové, PhD. za velkou trpělivost, čas, veškerou komunikaci a připomínky, které mi během zpracování diplomové práce poskytla.

Dále mnohokrát děkuji Mgr. Júlii Demekové za čas a pomoc při edukaci v terapeutickém konceptu DNS.

Obrovské díky patří také celé mé rodině za podporu, které se mi při psaní diplomové práce dostalo.

Děkuji také Lubomíru Štěpánkovi za velkou pomoc při statistickém zpracování dat a svému nejlepšímu kamarádovi Jakubovi Nešporovi za pomoc s grafickou úpravou práce.

SEZNAM ZKRATEK

ASHT	American society of hand therapists
COV	Coefficient of variation
CRHL	ligamentum coracohumerale
DNS	Dynamické neuromuskulární stabilizace
EMG	elektromyografie
IGHL	ligamentum glenohumerale inferior
LHK	levá horní končetina
m.	musculus
mm.	musculi
MGHL	ligamentum glenohumerale medium
MVIC	maximum voluntary isometric contraction
PHK	pravá horní končetina
SGHL	ligamentum glenohumerale superior

Obsah

ÚVOD ... 9
1 PŘEHLED POZNATKŮ ... 10
1.1 Stručný přehled kineziologie ramenního komplexu ... 10
1.2 Pojem funkční centrace ... 11
1.3 Stabilita glenohumerálního kloubu ... 12
1.3.1 Statická stabilita ... 13
1.3.2 Dynamická stabilita glenohumerálního kloubu ... 17
1.4 Posturální ontogeneze ve vztahu k ramennímu kloubu a pletenci ... 22
1.4.1 Novorozenecké období ... 22
1.4.2 Období 4. - 6. týdne ... 22
1.4.3 Období přelomu 1. a 2. trimenonu ... 23
1.4.4 Období poloviny 2. trimenonu ... 24
1.4.5 Období 5. a 6. měsíce ... 25
1.4.6 Období 7. až 9. Měsíce ... 26
1.4.7 Období 4. trimenonu ... 26
1.5 Dynamická neuromuskulární stabilizace ... 27
1.5.1 Obecné principy nácvikových technik ... 27
1.5.2 Cvičení posturálních funkcí ve vývojových řadách ... 28
1.5.3 Facilitační prvky používané při terapii ... 28
1.6 Svalová síla a její hodnocení ... 29
1.6.1 Dynamometrie ... 30
1.6.2 Využití ruční dynamometrie ... 30
1.6.3 Reliabilita měření maximální síly stisku ruky ručním dynamometrem ... 31
1.6.4 Faktory ovlivňující měření síly stisku ručního dynamometru ... 33
1.6.5 Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky ... 34
1.6.6 Vliv držení těla a polohy kloubů horní končetiny na sílu stisku ruky ... 35
1.6.7 Vliv cvičení na maximální sílu stisku ruky ... 37
1.6.8 Vliv menstruačního cyklu na sílu stisku ruky ... 38
2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE ... 40
2.1 Cíle práce ... 40
2.2 Hypotézy práce ... 40
3 SOUBOR A METODIKA PRÁCE ... 41

3.1 Charakteristika souboru 41
3.2 Vyšetření probandek 42
3.2.1 Testy stabilizačních funkcí 42
3.2.2 Měřící zařízení 45
3.2.3 Pozice probanda pro vyšetření síly stisku ruky 46
3.2.4 Formy úchopu pro měření síly v testovací pozici 47
3.2.5 Postup při vyšetření síly stisku ruky 48
3.3 Průběh a metodika cvičení 50
3.4 Analýza a zpracování dat 52
4 Výsledky 53
4.1 Změna MVIC v úchopech 53
4.2 Vliv polohy předloktí na sílu stisku pravé a levé horní končetiny 61
4.3 Výsledky testů posturální stabilizace 63
5 DISKUSE 66
5.1 Problematika stabilizace 66
5.2 Vliv proximální dynamické stabilizace 67
5.3 Vyšetřovaná poloha pro sílu stisku ruky 70
5.4 Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky 71
5.5 Reliabilita měřícího zařízení a možnost využití normativních dat 72
5.6 Faktory ovlivňující sílu stisku ruky 73
5.7 Limity studie 74
Závěry 75
Referenční seznam 76
Seznam příloh 85
Přílohy 86

ÚVOD

Dynamická neuromuskulární stabilizace představuje nově se rozšiřující diagnostický a terapeutický koncept, a to nejen v České a Slovenské republice, ale i v mnoha zahraničních zemích. Základní principy tohoto rehabilitačního přístupu zohledňují především poznatky z oblasti motorické ontogeneze člověka a z hlediska neurofyziologie hlavně úlohu centrálního nervového systému jako řídícího a integračního systému, lidské motoriky, která je kvalitativním vyjádřením a projevem jeho funkce.

Funkční přístup Dynamické neuromuskulární stabilizace zohledňuje sval v jeho posturálně lokomoční funkci. Fyziologické zapojení svalů do posturálních (respektive stabilizačních) funkcí je důležitým prvkem v prevenci i terapii řady poruch pohybového systému. V této práci jsme využili právě dynamických stabilizačních strategií konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace s cílem ovlivnění kvality stabilizačních funkcí pletence ramenního. Zajímalo nás, zdali se schopnost aktivace svalových sil spojených s posturální stabilizací projeví na schopnosti generovat maximální sílu stisku ruky (vyjádřenou hodnotou maximální volní izometrické kontrakce – MVIC), kterou jsme měřili pomocí ručního dynamometru.

Nově získané poznatky by mohly přispět k objektivizaci vlivu stabilizačních funkcí na svalovou sílu. Tento aspekt může být využitelný v rámci terapeutických strategií nebo sportovního tréninku s cílem zvýšení svalové síly.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Stručný přehled kineziologie ramenního komplexu

Proximální oblast horní končetiny (rameno) tvoří spojovací článek mezi osovým orgánem a horní končetinou. Lippert pro lepší pochopení funkce této oblasti používá termín tzv. *shoulder complex* (komplex ramene), který zahrnuje všechny struktury podílející se na pohybu v kloubu ramenním. Patří sem struktury hrudního koše, kosti pažní a pletence ramenního, což je vzadu neúplný kostěný prstenec tvořený lopatkou, klíční kostí a zepředu proximální částí kosti hrudní (Lippert, 2011, s. 115). Tyto struktury se podílejí na tvorbě kloubních spojů ramenního komplexu, kterých je podle většina autorů celkem pět (Neumann, 2002, s. 110), (Véle, 2006, s. 269-270), (Kapandji, 2008, s. 22), (Dylevský, 2009, s. 100), (Itoi, 2009, s. 213). První tři spojení (synoviální klouby) reprezentují z pohledu klasické anatomie - articulatio humeri, articulatio acromioclavicularis a articulatio sternoclavicularis, které dohromady představují spojení volné horní končetiny s jejím pletencem a zároveň tohoto pletence s osovou kostrou (Čihák, 2006). Zbylá dvě spojení, tzv. fyziologické (funkční, nesynoviální) klouby, představuje subdeltoideální a skapulothorakální kloub (Kapandji, 2008, s. 22), (Dylevský, 2009, s. 100). Pouze Smith et al. přidávají k tomuto komplexu navíc ještě subakromiální spojení (jinak zvané suprahumerální) a dále i prostor v sulcus musculus bicipitis brachii, kde se pohybuje šlacha dlouhé hlavy tohoto svalu. Nejedná se o kloubní spojení, ačkoli je autoři rovněž řadí k tzv. funkčním kloubům ramenního komplexu (Smith et al, 1996, s. 230).

Správná funkce ramenního komplexu vyžaduje integrovaný pohyb všech jeho kloubních spojů (Itoi et al., 2009, s. 213). Primární mobilita je zajištěna připojením pletence skrze klíční a hrudní kost. Sekundární mobilita je určena zejména vlastnostmi ramenního kloubu jako volného a kulového kloubu, který patří mezi nejpohyblivější klouby lidského těla (Dylevský, 2009, s. 101).

1.2 Pojem funkční centrace

Pojem centrace je doménou té části české rehabilitace, která ve svých terapeutických či diagnostických postupech vychází z principů vývojové kineziologie (Švejcar, 2003, s. 37), (Čápová, 2008), (Kolář, 2009, s. 233-246). *„Pod funkční centrací rozumíme takové postavení v kloubu, které umožňuje jeho optimální statické zatížení.“* (Kolář, 2001, s. 157) V tomto postavení jsou kloubní plochy v maximálním kontaktu a síly působící na kloub jsou rovnoměrně rozloženy. Kloubní pouzdro a vazy jsou v minimálním napětí. Kloubní plochy jsou nastaveny do polohy, ve které je kloub při daném úhlovém postavení segmentů nejlépe schopen snášet zatížení a má maximální možnou stabilitu (Kolář, 2001, s. 157), (Kolář, 2009, s. 246). *„Střední (neutrální) neboli centrované postavení vážeme na celý pohybový rozsah v kloubu během lokomočního pohybu.“* (Kolář, 2009, s. 246) *„Centrovaný a v centrované pozici funkčně dynamicky stabilizovaný klíčový kloub je základním předpokladem fyziologické lidské lokomoce.“* (Čápová, 2008, s. 80)

Držení kloubů v tzv. centrovaném postavení je umožněno rovnováhou mezi svaly s antagonistickou funkcí. Schopnost synchronní aktivity antagonistických svalů – tzv. koaktivace se v posturální ontogenezi objevuje mezi čtvrtým a šestým týdnem života a má velice důležitý formativní vliv na strukturu kloubu (Čápová, 2008, s. 80).

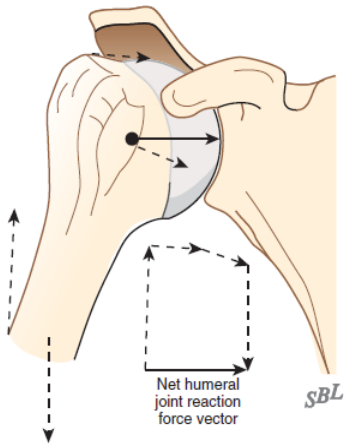
Podle Suchomela odpovídá co nejlepší „centraci“ míra kvality stability či stabilizace určitého segmentu. Centrovanou pozici kloubu přirovnává k ideálně udržované neutrální zóně (dle Panjabiho modelu) příslušných dvou segmentů (respektive kloubních partnerů, jejíž rozsah je kontrolován a udržován řídící funkcí CNS prostřednictvím aktivní svalové stabilizace (Suchomel, 2006, s. 117). Otáhal také zdůrazňuje v otázce kloubní stability funkci svalového systému a vůbec celého řídicího systému, který v sobě obsahuje centrální nervový systém i s celou jeho periferní sítí. On sám vidí problematiku funkční centrace kloubu v zorném úhlu biomechaniky, a to jako problém preferované kinematiky (dané tvarem artikulujících ploch) a simultánně působící laděné kinematiky, která kompensuje tvarové neurčitosti a nekongruenci artikulujících ploch včetně efektu poddajnosti dalších artikulujících komponent jako například chrupavky (Otáhal, 2004, s. 269)

1.3 Stabilita glenohumerálního kloubu

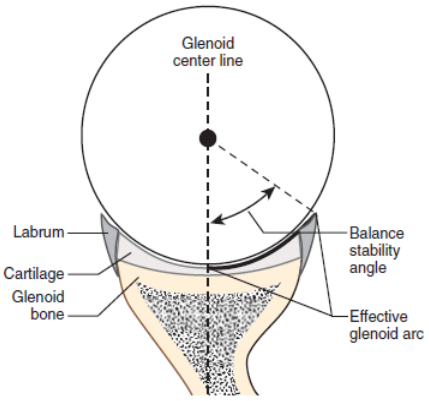
Glenohumerální kloub je považován za nejméně stabilní kloub lidského těla (Janura, 2004, s. 35). Velký rozsah pohyblivosti tohoto kloubu je totiž současně doprovázen určitou ztrátou kloubní biomechanické stability. Klouby lidského těla musí totiž na jednu stranu umožňovat zamýšlený pohyb, a na druhou stranu zároveň zamezit provedení nežádoucího či neplánovaného pohybu (O´Brien et al. 2009, s. 12), (Jobe et al., 2009, s. 38). Stabilita je fyzikálně definována jako určitý stav, který se nemění, a to i za přítomnosti sil, které by obvykle tento stav změnit mohly. Aplikací této definice na glenohumerální kloub, pak stabilita tohoto spoje odráží stav, při němž hlavice humeru setrvává nebo se okamžitě vrací prostřednictvím vyrovnávacích sil k řádnému zaosení (tzv. alignment) ve vztahu k jamce ramenního kloubu (Myers, 2006, s. 197). Další definice popisuje stabilitu glenohumerálního kloubu jako schopnost centrovat hlavici humeru v glenoidální jamce (Lugo, 2008, s. 20).

Glenohumerální kloub můžeme podle základního biomechanického pravidla považovat za stabilní do té doby, dokud je splněna podmínka, při níž reakční síla tzv. „net humeral joint reaction force“ (viz Obrázek 1) směřuje do tzv. „effective glenoid arc“ (kloubní jamky). Zmíněná „net humeral joint reaction force“ je pak definována jako výslednice všech sil (tedy silového působení svalů, vazů, gravitace či jiných vnějších a vnitřních sil) působících na hlavici humeru a skrze ni také na jamku ramenního kloubu. „Effective glenoid arc“ je plocha glenoidální jamky umožňující opření hlavice pažní kosti a v přeneseném významu souvisí také s termínem „balance stability angle“, což je maximální úhel, který může svírat reakční síla s osou procházející geometrickým středem kloubu, a při jehož překročení by došlo k dislokaci kloubu (viz Obrázek 2). Tento úhel může být změněn vrozenou hypoplazií glenoidální jamky, traumatickou lézí či nadměrným opotřebením jamky (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 630-631).

Kloubní stabilitu zprostředkovávají jak statické (mechanické), tak i dynamické komponenty (Myers, 2006, s. 197), (Lugo, 2008, s. 22), (Itoi et al., 2009, s. 230). Riemann a Lephart používají pojem tzv. funkční kloubní stability, která je definována jako stabilita udržovaná adekvátně k pohybové funkci (funkční aktivitě) vzájemnou interakcí mechanismů statické a dynamické stability. Tato nezbytná interakce je zprostředkována senzomotorickým systémem (Riemann, Lephart, 2002, s. 71-77).



Obrázek 1: Směřování reakční síly tzv. „net humeral joint reaction vector“ do kloubní jamky (Rockwood, Matsen, 2009, s. 631)



Obrázek 2: Grafické znázornění termínů „effective glenoid arc“ a „balance stability angle“ (Rockwood, Matsen, 2009, s. 631)

1.3.1 Statická stabilita

Statické stabilizátory musí být na jednu stranu poddajné, aby zajistily dostatečnou mobilitu, a na druhou stranu musí plnit i restriktivní funkce k udržení stability a ochrany kloubu (Veeger, van der Helm, 2007, s. 2121-2122). Zjednodušeně se dají rozdělit na kapsuloligamentózní komponenty (zahrnující měkké tkáně – korakohumerální ligamentum, glenohumerální ligamenta, labrum a kloubní pouzdro) a atributy týkající se některých dalších charakteristik kloubu – jako velikost kontaktu kloubních ploch artikulujících kostí, intraartikulární tlak, vlastnosti kloubní tekutiny a postavení lopatky (Itoi et al., 2009, s. 230). Pasivní komponenty představují důležité struktury, na nichž vznikají a současně na ně i působí síly generované svalovou tkání – tedy faktory dynamické stabilizace (Terry, 2000, s. 255).

1.3.1.1 Adheze a koheze kloubní tekutiny

Adheze a koheze představují stabilizační mechanismus, kterým se smáčivé kloubní povrchy udržují pohromadě díky působení molekulárních sil kloubní tekutiny. Adheze je schopnost různých látek k sobě přilnout. Koheze je soudržnost molekul kapalin. Principielně se jedná o podobný mechanismus, jako když jsou spojeny dvě laboratorní sklíčka, mezi nimiž je tekutina. Velikost stabilizačního efektu zajišťovaného tímto mechanismem závisí na adhezivních a kohezivních vlastnostech kloubní tekutiny, smáčivosti kloubních povrchů a na kontaktní ploše kloubní hlavice a jamky. Kohezivní vlastnosti kloubní tekutiny, stejně tak

jako celkový stabilizační efekt, mohou být ovlivněny patologickým procesem (zánětem), sníženou smáčivostí kloubních povrchů v důsledku jejich degenerace či redukcí artikulujících ploch kloubu (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 646-647),

1.3.1.2 Negativní intraartikulární tlak

Kumar a Balasubramaniam při svém výzkumu na kadaverózních preparátech potvrdily přítomnost negativního nitrokloubního tlaku v glenohumerálním kloubu, přičemž jeho hodnotu se pohybovala přibližně kolem – 42cm H_2O. Podle jejich názoru je negativní nitrokloubní tlak k zásadním činitelům statické stability ramenního kloubu a svým významem předčí i stabilizační funkci kloubního pouzdra (Kumar, Balasubramaniam, 1985, s. 719 – 721). Pokud dojde k vyrovnání nitrokloubního tlaku, kupříkladu jako důsledek punkce, dochází poměrně často k inferiorní subluxaci ramenního kloubu (Itoi et al., 2009, s. 235, 243). Negativní nitrokloubní tlak přispívá k adekvátnímu zajištění kontaktu styčných ploch kloubu a je důležitý pro jeho správnou funkci (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 648-650).

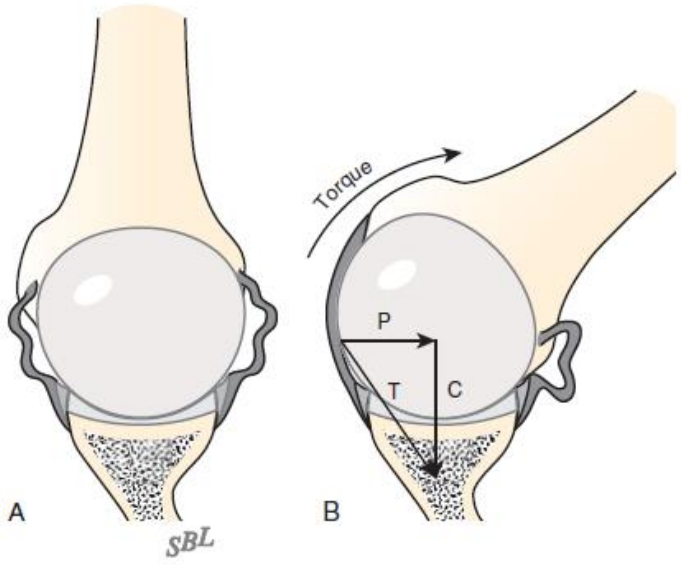
1.3.1.3 Mechanismus „suction cup“

Tento stabilizační mechanismus centruje hlavici kosti pažní v glenoidální jamce v klidové situaci (při minimální svalové aktivitě) a je účinným zejména v středních polohách kloubního rozsahu pohybu, kdy ještě kloubní ligamenta nejsou příliš napjatá, a tím pádem nepomáhají stabilizovat kloub. Kloubní jamka zde modelově svou stavbou představuje jakousi „přísavku“, přičemž její střed je nepoddajný, zatímco okraj je flexibilní. Tento mechanizmus úzce souvisí s mechanismem adheze-koheze, negativním nitrokloubním tlakem, konkavitou glenoidální jamky a je výrazně snížen při poškození labrum glenoidale (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2006, s. 647, 649, 685).

1.3.1.4 Kloubní pouzdro a ligamenta

„Pouzdro ramenního kloubu je volné, dlouhé a na přední straně slabé.“ (Dylevský, 2009, s. 108) Objem kloubního pouzdra je skoro dvakrát větší než velikost hlavice humeru, což umožňuje kloubu velkou míru volnosti kloubu (Neumann, 2002, s. 104), (O´Brien, Voss et al., 2009, s. 15). Pouzdro je kvůli své menší pevnosti zesíleno šlachami svalů, které vedou kolem kloubu, a také kloubními vazy, kterými jsou v ramenním kloubu ligamenta glenohumeralia a ligamentum coracohumerale (dále jen CRHL) (Veegr, van der Helm, 2007,

s. 2122), (Dylevský, 2009, s. 108). Mezi ligamenta glenohumeralia patří ligamentum glenohumerale superior (dále jen SGHL), mediale (MGHL) a inferior (IGHL). Každé z ligament (potažmo z jeho částí) stabilizuje kloub v různých polohách (respektive fázích) v průběhu pohybu (Lugo, 2008, s. 19), (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 621, 624). Glenohumerální ligamenta plní funkci jakýchsi „kontrolních otěží", které omezují pohyb v určitých pozicích kloubu, kde se nemohou z hlediska stabilizace adekvátně uplatnit svaly. V těchto pro svaly nevýhodných pozicích, poskytuje kloubu silové působení ligament nezbytnou kompresi a stabilizaci. Ve středních polohách pohybu kloubu jsou ligamenta volná (laxní), avšak v krajních polohách jsou postupně více a více napínána, čímž se zvýrazňuje jejich stabilizační funkce (Lugo et al., 2008, s. 19), (Rockwood, Matsen, Lippitet al., 2009, s. 627, 644). Pokud nejsou vazy ramenního kloubu napjaté, nemají důvod vyvíjet ani žádnou protichůdně působící sílu na proximální část humeru a jeho hlavici. Směr síly je dán průběhem a místem inserce vazu. S rostoucím působením momentu síly v ramenním kloubu se daný vaz napíná a produkuje zároveň jak kompresivní sílu tlačící hlavici humeru do jamky glenoidu, tak sílu posouvající hlavici humeru směrem od napínajícího se vazu. Síly rostou se vzrůstajícím napětím a tuhostí ligament (viz Obrázek 3). Pokud je napětí vazu vyšší než je schopno z hlediska své elasticity a síly zvládnout, dochází k jeho ruptuře (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 645).



Obrázek 3: Situace vpravo (A) – kdy jsou ligamenta uvolněná a nevyvíjí žádnou sílu; situace vlevo (B) – část ligament se vlivem pohybu v kloubu napíná (T) a toto napnutí je zdrojem síly (P), která tlačí hlavici humeru směrem od napínajícího se vazu a zároveň i zdrojem kompresivní síly (C), která tlačí hlavici humeru do glenoidální jamky (Rockwood, Matsen, 2009, s. 645)

SGHL a CHL se napínají během pohybů, kterými jsou flexe, extenze, zevní rotace a abdukce v glenohumerálním kloubu (Harryman, 1992, s. 53). Pokud jsou tato ligamenta napjatá, zabraňují spolu s dalšími strukturami tzv. rotátorového intervalu, posunu hlavice humeru dorzálně a kaudálně. SGHL zabraňuje kaudálním posunu hlavice humeru s addukovanou paží v neutrální pozici z hlediska rotace. CHL zabraňuje ventrální translaci hlavice humeru při abdukci paže do 30° a v nulové abdukci (a addukci paže) rovněž omezuje kaudální posun hlavice (Veegr, van der Helm, 2007, s. 2122), (Rockwood, Matsen, Lippit et al. 2009, s. 627,628)

MGHL omezuje pohyb paže, která se nachází v neutrální pozici až mírné abdukci spojené se zevní rotací a extenzí (Giacomo, 2008, s. 176). MGHL se napíná zejména při zevní rotaci a abdukci paže do 45° a stabilizuje ramenní kloub tak, že zabraňuje ventrální instabilitě (Lugo, 2008, s. 20). Spolu s CHL omezuje zevní rotaci do 60° abdukce paže a zároveň zabraňují kaudálnímu posunu hlavice humeru (Giacomo, 2008, s. 176).

Komplex IGHL se skládá ze tří částí a do funkce vstupuje s rostoucí abdukcí v ramenním kloubu. Ukazuje se jako velice důležitý stabilizátor zabraňující ventrokaudálnímu posunu hlavice zejména s paží v abdukci, zevní rotaci a extenzi. Během abdukce a zevní rotace se přední vlákna IGHL postupně napínají a rozprostírají do tvaru, který poskytuje ochranu před ventrální translací hlavice humeru. Recipročně pak dochází během vnitřní rotace k zřasení a seskládání této části ligamenta (Veegr, van der Helm, 2007, s. 2122), (Lugo, 2008, s. 20), (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 627, 628). Zadní část IGHL se nenachází konstantně u všech pacientů, avšak je důležitým stabilizátorem hlavice humeru ve flexi a vnitřní rotaci, kde plní stabilizační funkci a zabraňuje dorzální instabilitě (Lugo, 2008, s. 20).

1.3.1.5 Labrum glenoidale a konkavita glenoidální jamky

Čím je jamka konkávnější, tím větší je prostřednictvím kompresivních sil stabilita kloubu. Konkavita je určena jak kostěným tvarem fossa glenoidale, tak skutečností, že kloubní chrupavka pokrývající povrch glenoidu je silnější více na periferii než ve středu. Na zvýšení konkavity má velký vliv i přítomnost labrum glenoidale (Rockwood, Matsen, Lippit et al., 2009, s. 628).

Labrum glenoidale je nedílnou součástí ramenního kloubu. Je to vazivový prstenec trojúhelnikovitého průřezu ležící na okraji jamky, který je přichycen ke kloubnímu pouzdru. Labrum zvětšuje hloubku jamky až o 50%. Kromě toho se labrum podílí také na zvýšení kongruity kloubních ploch, a tím pádem i na „suction cup“ efektu a zvýšení stability

glenohumerálního kloubu (Lugo, 2008, s. 20). Nelze také opomenout jeho dvě zásadní mechanické funkce, jelikož poskytuje glenohumerálním vazům vedoucím k okraji glenoidu místo pro inserci a zároveň funguje jako nárazník zabraňující smyku hlavice humeru zejména ve středních polohách pohybu kloubu. Labrum plní také důležitou lubrikační funkci, čímž brání opotřebení kloubních ploch (Veeger, van der Helm, 2007, s. 2126).

1.3.2 Dynamická stabilita glenohumerálního kloubu

Přestože jsou kostěné, vazivové a další pasivní komponenty kloubu důležité pro jeho stabilitu, představuje podpora aktivních dynamických komponent nezbytnou součást adekvátní stability kloubu (Lugo, 2008, s. 17).

Existují celkem čtyři mechanismy dynamické stabilizace ramenního kloubu. Prvním je pasivní působení svalu skrze tzv. bulk effect – tedy svalový objem (objem svalového bříška). Druhým mechanismem je kontrakce svalů kolem ramenního kloubu a s ní související komprese kloubních ploch. Kompresivní síly působící na ramenní kloub brání posunu hlavice humeru přes okraj glenoidální jamky. Tento stabilizační mechanismus tvořený konkavitou glenoidální jamky a kompresivním silovým působením svalů rotátorové manžety se nazývá tzv. compression-concavity effect a závisí jak na hloubce glenoidální jamky, tak na velikosti komprese. Za třetí mechanismus považujeme vliv pohybů v ramenním kloubu, které sekundárně napínají pasivní ligamentózní komponenty. Proto svaly rotátorové manžety svou činností uvádějí kloub do takového postavení, při němž se napínají určité vazy, jež dále stabilizují kloub. Posledním, čtvrtým mechanismem, je efekt bariéry kontrahovaného svalu. Jako anatomický příklad lze uvést m. subscapularis, který zabraňuje ventrokaudálnímu posunu hlavice humeru (Giacomo, 2008, s. 64), (Itoi et al., 2009, s. 243-245).

Stabilita ramenního kloubu ve středních polohách pohybu kloubu (kdy jsou vazy a pouzdro laxní) je zajištěna zejména svaly (Veeger, van der Helm, 2007, s. 2126). To potvrzuje i studie Schifferna et al., kteří pomocí magnetické rezonance zjistili, že se při pasivních pohybech ve středních polohách pohybu v kloubu vychýlil střed hlavice humeru oproti středu jamky glenoidu nejvíce o 2,2 mm, tudíž považovali za zásadní pro centrování ramenního kloubu zejména kompresivní vliv svalů (Schiffern et al, 2002, s. 382).

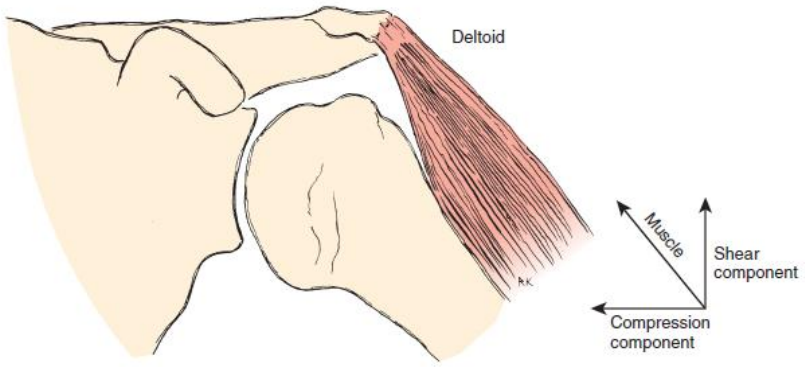
Mezi hlavní (primární) dynamické stabilizátory ramene se řadí především svaly rotátorové manžety. Dalšími důležitými stabilizátory jsou také m. biceps brachii a m.deltoideus, které označujeme jako sekundární stabilizátory ramene. Nerovnováha z pohledu

síly či schopnosti aktivace dynamických stabilizátorů přispívá k funkční instabilitě kloubu (Page et al., 2010, s. 206), (Itoi et al., 2009, s. 230).

1.3.2.1 Svaly rotátorové manžety a jejich stabilizační funkce

Svaly rotátorové manžety, kam řadíme m. supraspinatus, infraspiantus, teres minor a subscapularis, stabilizují ramenní kloub a zajišťují ho proti subluxaci (Dylevský, 2009, s. 110). Spolu s dalšími svaly dynamicky navádějí, řídí a stabilizují hlavici humeru v glenoidální jamce (Terry, 2000, s. 255). Hlavním mechanismem, kterým přispívají ke kloubní stabilitě je jejich kontrakční aktivita zajišťující kompresi artikulárních ploch (zmíněný tzv. compression-concavity effect). K tomuto účelu mají z biomechanického hlediska ideální polohu (Lugo, 2008, s. 18). Prostřednictvím této komprese vzniká největší odolnost vůči posunutí artikulačních povrchů proti sobě (Janura, 2004, s. 36). Příčné průřezy m. subscapularis a zevních rotátorů (respektive m. infraspinatus a teres minor) jsou si téměř rovny, a proto jsou točivé momenty generované tímto párem svalů vyvážené. Vůči ramennímu kloubu představují takové silové působení, které zabraňuje předozadním posunům hlavice humeru. Zároveň přispívají tyto svaly ke stabilitě i pasivně prostřednictvím svého svalového objemu (Itoi et al., s. 243, 246). Se snižující se stabilizační silou svalů rotátorové manžety se úměrně zvyšuje především ventrální posun hlavice humeru. (Wuelker et al., 2010, s. 43).

Svaly manžety řadíme mezi krátké stabilizující svaly (shunt muscles podle Basmajiana), které obklopují kloub těsněji a jejich silové působení je paralelní s osou pohybujícího se segmentu. Liší se tak od dlouhých záběrových svalů (spurt muscles podle Basmajiana), které probíhají kolměji k danému segmentu a vzájemně propojují větší počet funkčních segmentů (Véle, 2006, s. 103, 104). Působení svalů na kloubní povrch jamky ramenního kloubu tak může být ze silového hlediska rozděleno na dva navzájem kolmé vektory. Jeden vektor, zprostředkovaný svaly rotátorové manžety, míří přímo do kloubní jamky a způsobuje tak kompresi hlavice k jamce, zatímco druhý „střižný“ vektor produkuje pohybovou translační složku tangenciální ke kloubnímu povrchu (viz Obrázek 4), (Jobe et al., 2009, s. 50).



Obrázek 4: Silové působení svalů na kloubní povrch jamky lze rozdělit na dva na sebe navzájem kolmé vektory, kdy kompresivní složka působí přímo směrem na povrch jamky, zatímco střižná složka je zodpovědná za silové působení tangenciálně na povrch kloubní jamky (Rockwood, Matsen, 2009, s. 50)

Centrační a depresorická aktivita daná průběhem svalů rotátorové manžety, především dolní části m. subscapularis, dolní části m. infraspinatus a celého m. teres minor, je podle Mayera a Smékala jedna z podmínek centrace glenohumerálního kloubu (Mayer, Smékal, 2005, s. 69). Protektivní roli z hlediska působení impingementu v subakromiálním prostoru plní především aktivita m. subscapularis (nejdůležitější primární krátký depresor), který svou centračně-depresorickou aktivitou vyvažuje aktivitu m. deltoideus působící střižnou translaci hlavice humeru směrem kraniálně (viz Obrázek 4). Za zásadní se rovněž považuje načasování a dávkování aktivity krátkých depresorů hlavice humeru, která má anticipační charakter vůči aktivitě dlouhých povrchových svalů (Smékal, Mayer, 2005, s. 70). Důležitost této anticipační svalové funkce stabilizující daný segment před zamýšleným pohybem potvrdili prostřednictvím EMG analýzy David a kolegové. Aktivace svalů rotátorové manžety a m. biceps brachii při rotacích v glenohumerálním kloubu z časového hlediska předcházela aktivaci m. deltoideus a m. pectoralis major (David et al., 2000, s. 100).

Zajímavou a méně známou strukturou spojenou se svaly rotátorové manžety je tzv. rotátorový interval. Jedná se o tkáň, respektive trojúhelníkový prostor, ležící mezi šlachami m. supraspinatus a m. subscapularis a dále ho vymezuje i část CHL, SGHL a kloubního pouzdra. Tato struktura se v poslední době považuje za důležitou z hlediska ventrokraniální a dorzokaudální stability. I když Itoi et al. se domnívají, že přispívá ke kloubní stabilitě pouze nepřímo udržováním nitrokloubního tlaku (Giacomo, 2008, s. 138, 140), (Lugo, 2008, s. 18), (Itoi et al., 2009, s. 239),. Další méně známá struktura označovaná jako tzv. „bicepsová kladka“ (anglicky biceps pulley) reprezentuje kladkový systém, tendoligamentózní závěs,

který stabilizuje šlachu dlouhé hlavy m. biceps brachii a zabraňuje opotřebení rotátorového intervalu střižným mechanismem (Giacomo, 2008, s. 142).

1.3.2.2 Dynamická stabilizace lopatky

Vedle zcela zásadní funkce manžety rotátorů v centrování hlavice humeru je nutná pro optimální nastavení jamky vůči pažní kosti i dynamická aktivita stabilizátorů lopatky (Page et al., 2010, s. 192). Čeští autoři Mayer a Smékal považují schopnost aktivní poziční funkce lopatky jako jeden z předpokladů pro zajištění dynamické centrace a stabilizace ramenního kloubu (Smékal, 2005, s 69). Z pohledu vývojové kineziologie je zásadní funkční dynamická stabilizaci lopatky, jelikož je předpokladem jakéhokoliv fyziologického pohybu horní končetiny. Dynamická stabilizace lopatky spočívá ve vyvážené koaktivační spolupráci svalů, které se za jiných posturálních okolností chovají jako antagonisté. Pro stabilizaci dolního úhlu lopatky z hlediska abdukce a addukce má význam koaktivace mm. rhomboidei a kaudálních snopců m. serratus anterior. Střední část snopců m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa stabilizují lopatku v rovině frontální a neutralitu z hlediska kraniokaudálního postavení zajišťuje koaktivace kaudálních snopců m. serratus anterior a m. trapezius, spolu s m. levator scapulae, m. pectoralis minor a m. omohyoideus (Čápová, 2008, s. 45).

Zahraniční kineziologický pohled považuje pro stabilizaci lopatky za důležitou zejména spolupráci horní a dolní porce trapézového svalu spolu s m. serratus anterior, jež vzájemně nastavují lopatku do abdukce za rotace dolního úhlu směrem laterálně. Dolní porce trapézového svalu je z histologického hlediska (vzhledem k metabolické a enzymatické aktivitě svalových vláken) vhodnější pro stabilizaci lopatky, zatímco horní porce se mnohem více uplatňuje při pohybu lopatky (Lindman et al., 1990, s. 236-244). Vyvážená silová aktivita m. trapezius a m. serratus anterior celkově zabraňuje kraniálnímu posunu lopatky, přispívá k dorzálnímu klopení lopatky, optimalizuje kongruenci artikulačních ploch a zvětšováním dostupného subakromiálního prostoru pod korakoakromiálním obloukem zabraňuje impigementu (Bagg, Forrest, 1986, s. 111-120).

1.3.2.3 Podíl dalších svalů na stabilizační funkci

Velice důležitý je pro dynamickou stabilizaci pletence ramenního také funkční vztah m. serratus anterior a dolní části m.subscapularis. Porucha jejich funkce je vzájemně provázaná a může se projevit například anterosuperiorním posunem hlavice humeru při elevaci paže (Mayer, Smékal, 2005, s. 70).

Přestože je m. deltoideus pro optimální funkci ramenního kloubu nepostradatelný, jeho stabilizačnímu efektu, který se spíše automaticky předpokládá, se zatím příliš mnoho studií nevěnovalo (Giacomo, 2008, s. 62, 64), (Itoi et al., 2009, s. 247). Z dostupných informací zatím vyplývá, že m. deltoideus plní funkci ventrálního stabilizátoru ramenního kloubu. Tato funkce je patrná především v situacích, kdy se kloub stává nestabilním. Střední a zadní porce deltového svalu vyvíjejí větší kompresivní a menší střižné síly na rozdíl od hlavy přední, a to především ve skapulární rovině pohybu, na rozdíl od svalů rotátorové manžety, které poskytují stabilitu ve všech pozicích kloubu. (Giacomo, 2008, s. 64, 66) V konečné fázi pohybu do elevace má tahová síla vyvíjená skrze m. deltoideus stabilizační vliv na hlavici humeru (Janura, 2004, s. 37).

Dalším neméně důležitým svalem podílejícím se na stabilizaci ramenního kloubu je i dlouhá hlava musculus biceps brachii (Itoi et al., 2009, s. 247). Úpon dlouhé hlavy m. biceps brachii začíná na tuberculum supraglenoidale lopatky a šlacha svalu prostupuje pouzdrem ramenního kloubu, čímž pomáhá vtlačovat hlavici humeru do kloubní jamky. Šenk se ve své studii domnívá, že aktivita tohoto svalu má vliv na reologické vlastnosti ramenního kloubu (především jeho tuhost) (Šenk, 2003, s. 21). Elektrickou stimulací dlouhé hlavy m. biceps brachii došlo ke kompresi hlavy humeru ke glenoidu, a proto Habermayer s kolegy usuzují na jeho stabilizační roli (Habermayer, 1987, s. 319). Z EMG studie navíc vyplývá, že jeho funkce jako stabilizátoru je největší v zevní rotaci humeru a nejmenší naopak ve vnitřní rotaci (Levy, 2001, s. 250). Při nedostatečné aktivitě svalů manžety brání aktivita dlouhé hlavy kraniální migraci hlavice humeru. Rovněž snižuje útlak struktur v subakromiálním prostoru. Také hraje důležitou roli jako přední stabilizátor kloubu při abdukované paži (Itoi et al., 2009, s. 247). Dlouhá i krátká hlava bicepsu také přispívají ke stabilizaci kloubu z ventrální strany, což je patrné především s rostoucím stupněm kloubní nestability (Eakin et al., 1999, s. 301). Dlouhá hlava m. biceps ve vzájemné souhře s m. triceps brachii má důležitý význam pro centraci a depresi hlavice humeru (Mayer, Smékal, 2005, s. 71).

Také některé další velké svaly přispívají svou aktivitou ke stabilizaci ramenního kloubu. Mezi ně patří m. latissimus dorsi, m. teres major a m. pectoralis major a m. serratus anterior (Lugo, 2008, s. 17), (Veeger, van der Helm, 2007, s. 2126). Podle Mayera a Smékala tyto svaly s addukční a vnitřně rotační složkou plní také depresorickou funkci a přispívají tak ke stabilitě glenohumerálního kloubu (Mayer, Smékal, 2005, s. 71).

Přestože jsou svaly v oblasti ramene důležitými stabilizátory ramenního kloubu, mohou některé z nich svými silami v krajních polohách pohybu kloubu přispívat k nestabilitě kloubu.

K svalům s touto tendencí podle Labrioly et al. přispívají především m. pectoralis a m. deltoideus (Labriola, 2005, s. 32-38). Podle Janury působí normálová složka tahové síly m. deltoideus na začátku pohybu do elevace mimo kloubní jamku, a má tak určitý destabilizační charakter (Janura, 2004 s. 37).

1.4 Posturální ontogeneze ve vztahu k ramennímu kloubu a pletenci

1.4.1 Novorozenecké období

Pro novorozenecké období je charakteristické zejména asymetrické držení těla, s predilekčním postavením hlavičky a reklinačním držením krční páteře. Pánev je v anteverzi. Dítě nemá vytvořené žádné opěrné body, a tedy ani diferencovanou oporu, proto ještě nehovoříme o opěrné bázi, nýbrž o úložné ploše. (Kolář, 2009, s. 96). Horní a dolní končetiny jsou většinu času flektovány. Horní končetiny zaujímají tzv. držení „ucha od hrnce“ a pohybují se ve frontální rovině za refrakce paží (Vojta, Peters, 2010, s. 54). Podle Čápové je lopatka v poloze na břiše volně pohyblivá po hrudníku bez schopnosti se v některé pozici stabilizovat, což má i vliv na postavení v ramenním kloubu. Konkrétní kineziologický obsah držení horní končetiny je s rukou ve flexi prstů, ulnární dukcí a flexí zápěstí, s palcem uzavřeným v ruce. Loket je ve flexi a pronaci, rameno zaujímá postavení v protrakci a vnitřní rotaci. Lopatka je držena v elevaci. Toto postavení ramene označuje Čápová jako decentrace ramenního kloubu (Čápová, 2008, s. 31), (Kolář, 2009, s. 97).

1.4.2 Období 4. - 6. týdne

Zásadní období přichází mezi 4. - 6. týdnem života dítěte s objevem optické fixace, na ní navázanou změnou posturální aktivity s vznikem první primitivní opory, dále s nástupem koaktivace a ústupem primitivních reflexů. Motorická činnost paže se od šestého týdne přesunuje do sagitální roviny (Vojta, Peters, 2010, s. 56). Objevuje se posturální aktivita fázických svalů (nebo jen jejich částí), které se tak zapojují do stabilizační funkce držení těla. Tyto svaly později více inklinují k ochabování a v oblasti ramenního pletence jsou jimi zejména m. serratus anterior a zevní rotátory ramene (Vojta, 1993, s. 68, 213), (Kolář, 2009, s. 97, 98).

Právě nově vzniklá opěrná funkce (opora o předloktí) horních končetin spolu s motivací a optickou orientací vedou k zvednutí hlavy od podložky. Nejedná se zde ještě o izolovaný pohyb hlavy, ale o celkovou změnu držení těla, takže vykazuje globální charakter a nastupuje automaticky jako součást fyziologické motorické ontogeneze. Kromě postavení hlavy se mění

i nastavení páteře ve frontální rovině, díky čemuž se dítě postupně dostává do symetričtější polohy (Kolář, 2009, s. 98), (Vojta, Peters, 2010, s. 54, 56).

V tomto období se počíná utvářet první a velice složitá diferenciace svalové funkce v rámci celého systému kosterního svalstva. V rámci diferenciace svalové funkce dochází na opěrných končetinách k tahu svalů distálním směrem. Svalové působení distálním směrem je důležitým kritériem svalové funkce a má i velký terapeutický význam z hlediska jeho přítomnosti ve fyziologickém průběhu motorické ontogeneze – je nezbytným předpokladem vývoje pohybu vpřed. (Vojta, Peters, 2010, s. 8, 26, 56). Důležitým posturálním vzorem tohoto období je tzv. poloha „šermíře“ (Kolář, 2009, s. 98).

1.4.3 Období přelomu 1. a 2. trimenonu

Ke konci prvního trimenonu a začátkem druhého je dokončena první opora těla s opěrnou bází loket-loket-symfýza a s volně nataženými dolními končetinami v poloze na břiše (Kolář, 2009, s. 98, 99). Oba mediální epikondyly humeru jsou symetricky zatíženy. Loketní klouby jsou ve flexi přibližně 40-45º , přičemž zápěstí leží v linii ramenních kloubů (Vojta, Peters, 2010, s. 8). Předpokladem pro zaujetí fyziologické polohy v opoře na obou loktech je schopnost dynamické stabilizace lopatek, kdy lopatky udržují neutrální polohu na hrudníku po celou dobu, kdy je dítě na břiše. Opřením o lokty je dítě schopno přesunout těžiště do oblasti symfýzy, kam se posléze opře, aby mohla být hlava nesena mimo opěrnou bázi. V této poloze je dítě schopno uvolnit pěsti a provést abdukci palce se současnou extenzí zápěstí bez deviace ulnárním směrem s prsty v semiflexi (Vojta, 1993, s. 118), (Vojta, Peters, 2010, s. 8).

M. pectoralis major se stává generátorem síly působící kolmo k průběhu jeho vláken, která směřuje šikmo nahoru k ramennímu kloubu. Dochází tak k antigravitačnímu působení svalu ventrální strany trupu v poloze na břiše pro stejnostrannou polovinu trupu a ramenní kloub. M. subscapularis má také antigravitační funkci, čímž napomáhá svou aktivitou velkému prsnímu svalu. Proti němu ležící zevní rotátory nemůžou při opoře o loket lopatku rotovat ani měnit její polohu latero-kraniálním směrem (kvůli protichůdnému působení mm. rhomboidei a m. trapezius). Jejich činností tak na hlavici humeru působí síla, která vychází z dorzální, kaudální a mediální strany a směřuje šikmo kraniálně laterálně a ventrálně. O zevních rotátorech, tedy svalech dorzální strany těla, hovoříme v pronační poloze jako o vzpřimovačích, jelikož jejich síla táhne ve směru gravitace (Vojta, Peters, 2010, s. 24, 26, 45).

Na zádech je opora tvořena čtyřúhelníkem v oblasti linea nuchae, v úrovni dolních úhlů lopatek a zevním kvadrantem hýžďových svalů. V této poloze pracují stabilizátory lopatek vyváženě s břišní muskulaturou a bránicí. Dítě si sáhne horními končetinami do oblasti třísla a genitálu. (Čápová, 2008, s. 35), (Kolář, 2009, s. 99).

Zásadní je rovněž extenze osového orgánu a hlavy zajištěná rovnovážnou aktivitou mezi extenční funkcí autochtonní muskulatury (vedoucí od kosti týlní až po křížovou kost) a flexory osového orgánu – sem patří hluboké flexory krku a horní hrudní páteře (tedy m. longus colli a m. longus capitis) a nitrobřišní tlak zajišťovaný bránicí, břišními svaly a pánevním dnem. Bránice tak už neplní jen dechovou, nýbrž posturální funkci a její zapojení do této funkce je zásadní pro budoucí vývoj páteře a představuje důležitý stavební prvek pro další posturální ontogenezi. S tímto výrazně souvisí i nastavení kořenových kloubů, které jsou díky vyvážené funkci mezi antagonisty v nejvýhodnějším statickém zatížení - tzv. funkční centraci (Kolář, 2009, s. 99). Z vývojového hlediska je funkční stabilizace ramenního kloubu časově nadřazena stabilizaci druhého kořenového kloubu – kyčle (Čápová, 2008, s. 80).

1.4.4 Období poloviny 2. trimenonu

Pro polovinu druhého trimenonu je charakteristická opěrná báze v poloze na břiše ve tvaru trojúhelníku – loket, spina iliaca anterior superior jedné strany a epicondylus medialis femoris strany opačné. Hlava, horní končetina a rameno jsou tak neseny mimo opěrnou bázi proti působení gravitace a těžiště se přesouvá na stranu opěrné horní končetiny. Při úchopu je více jak třetina těla mimo opěrnou bázi (Vojta, 1993, s. 69), (Kolář, 2009, s. 99). Odlehčení horní končetiny je možné jen za předpokladu, že tah svalů protilehlé zatížené horní končetiny míří distálně k bodu opory. Dítě je tak nyní schopno uchopit předmět v poloze na břiše cíleným a izolovaným pohybem volné horní končetiny až do 120° flexe a 60° abdukce v ramenním kloubu. Dítě je tak schopné pohybovat volnou paží ve frontální rovině (Kolář, 2009, s. 99), (Vojta, Peters, 2010, s. 66, 67).

V této poloze se také mění postavení osy ramenního kloubu. Předpaženou horní končetinou se tato osa pohybuje ve frontální rovině kraniálně. Hlavním svalem provádějícím tyto změny je m. trapezius stejné strany. Současně s ním musí být sklon osového orgánu k natažené paži vyrovnán závěsnou kontrakcí mm. scaleni druhé strany. Zároveň se objevuje diferencovaná kontrakce dorzální svaloviny. Adduktory lopatky na obou stranách táhnou směrem k opoře na lokti, takže na jedné straně působí tyto svaly důležitý tah obratlů do rotace

a na druhé straně tvoří základnu pro držení předpažené horní končetiny (Vojta, 1993, s. 218-220), (Vojta, Peters, 2010, s. 9).

1.4.5 Období 5. a 6. měsíce

Typickým posturálním vzorem pátého měsíce v poloze na břiše je opora o loket, dále o oblast úponu m. quadriceps femoris na stejné straně a mediální kondyl kolena na straně druhé, respektive na straně uchopující horní končetiny. „V této posturální situaci zesílí všechny stabilizační prvky v pletenci ramenním.“ (Čápová, 2008, s. 36) V poloze na břiše se dítě také může opírat o obě horní končetiny v oblasti kořene rukou a na dolních končetinách v oblasti přední strany stehen. V šestém měsíci je v pronační poloze opora o dlaně s extendovanými lokty a přední část kolen vytvořená v rámci globálního držení těla s nataženými pažemi v lehké zevní rotaci v rameni a s oporou o otevřené dlaně (Vojta, 1993, s. 223), (Čápová, 2008, s. 44), (Kolář, 2009, s. 101).

V pátém měsíci objevuje dítě v poloze na zádech úchop přes střední rovinu. Dítě se nejdříve otáčí ze zad na bok a v šestém měsíci i na břicho (Kolář, 2009, s. 101). Dochází k funkčnímu propojení horního a dolního trupu (Čápová, 2008, s. 37) a přesunutí opory k jednomu rameni při distálním směřování tahu svalů. Tyto svaly plní antigravitační funkci. Na nákročné straně plní svaly fázickou funkci nákroku a dochází k pohybu proximálního segmentu. Z biomechanického hlediska se končetiny pohybují v prvním případě v uzavřeném kinematickém řetězci, v tom druhém naopak v otevřeném. Hovoříme o recipročním vzoru nákroku a opory, kdy opěrná končetina provádí opačný pohyb než nákročná, což znamená, že zatímco opěrná horní končetina jde do vnitřní rotace, addukce, extenze v rameni a pronaci předloktí, nákročná končetina provádí v rameni zevní rotaci, abdukci, flexi a supinaci předloktí. Během otáčení je uchopující horní končetina na stejné straně jako nákročná dolní končetina, tedy tzv. ipsilaterálně (Kolář, 2009, s. 102).

Pro otáčení se musí do funkce zapojit dva šikmé břišní řetězce. *„První šikmý řetězec rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny. Kontrakce probíhá od m. obliquus abdominis internus čelistní strany přes m. transversus abdominis a m. obliquus abdominis externus záhlavní strany. V antagonistické synergii působí dorzální muskulatura. Druhý šikmý břišní řetězec pracuje v synergistické funkci s m. pectoralis major a minor čelistní a záhlavní strany a zajišťuje rotaci horní poloviny trupu a vzpřímení na rameni.“*(Kolář, 2009, s. 102)

1.4.6 Období 7. až 9. Měsíce

„Dítě ve věku okolo sedmého měsíce se dokáže během otáčení zastavit v pozici na boku s oporou o jedno předloktí.“ (Čápová, 2008, s. 39) Mluvíme o tzv. šikmém sedu s flektovaným loktem. Dítě se v této poloze opírá o polovinu pánve a laterální plochu stehna ohnuté dolní končetiny. Krční a hrudní páteř se otáčí intersegmentálně směrem ke straně pohledu a uchopující ruce. Bederní páteř je nastavena konvexem k zatížené straně (Vojta, Peters, 2010, s. 12) V polovině třetího trimenonu se už dítě v šikmém sedu opírá o nataženou horní končetinu s rozvinutou dlaní a extendovanými prsty v abdukci, čímž se osový orgán ještě více vertikalizuje a zvětšuje se manipulační prostor dítěte. S rozvojem šikmého sedu pozorujeme na ruce opozici palce a pinzetový úchop (Kolář, 2009, s. 103). Fyziologické zaujetí této polohy musí obsahovat základní stavební kameny motorické ontogeneze, kterými jsou v oblasti horních končetin stabilizace lopatek a jejich funkční oddělení od paže s centrovaným postavením ramenního kloubu (Čápová, 2008, s. 39, 40). Šikmý sed v sobě obsahuje přechod ipsilaterálního vzoru v kontralaterální, dítě ho používá jako přechodnou lokomoční polohu, z níž se dostává do polohy na čtyřech nebo přes odraz horní končetiny od podložky do sedu. Ze stabilní polohy na čtyřech začíná dítě lézt (Vojta, 1993, s.143). *„Na konci osmého měsíce se objevuje vzpřímený klek se symetrickou a kontralaterální oporou končetin* (Kolář, 2009, s. 104).

V osmém měsíci dítě uchopuje ve vzpřímeném sedu hračku s flexí v ramenním kloubu kolem 100° a na konci devátého měsíce v úhlu alespoň 120° (Kolář, 2009, s. 103). Dítě je schopno si v poloze na zádech přitáhnout si nohy k ústům, čímž dojde k uskutečnění koordinace ruka-ústa-noha (Vojta, 1993, s. 142, 143). S dosažením jisté polohy na boku dochází i k rozvoji jemné motoriky v oblasti ruky (palec a ukazovák). Pohyby horních končetin co do koordinace a řízení jsou již zcela vyzrálé a přesné (Vojta, 1993, s. 142-143)

1.4.7 Období 4. trimenonu

V tomto období dochází postupně k vertikalizaci dítěte do stoje. Ta je možná několika způsoby. Jedním z nich je přechod z polohy na čtyřech do vzpřímeného kleku, z něhož dítě posléze nakročí jednu dolní končetinu a s pomocí druhostranné se vertikalizuje do stoje. Jedná se o konrtalaterální lokomoční model. Ze stoje se vyvíjí nejdříve chůze ve frontální rovině, na níž posléze navazuje obvykle mezi 12. a 14. měsícem samostatná bipedální lokomoce (Kolář, 2009, s.). Sociální bipedální lokomoce po nerovném povrchu se objeví až po 15. měsíci, horní končetiny se při tom už synkineticky pohybují (Vojta, 1993, s. 50).

1.5 Dynamická neuromuskulární stabilizace

Techniky dynamické neuromuskulární stabilizace (dále jen DNS) ovlivňují sval v jeho posturálně lokomoční funkci. Na rozdíl od běžných způsobů posilování svalů vycházejících především z klasického pojetí anatomické funkce svalu (jeho začátku a úponu) a jeho zapojení do biomechanických řetězců, klade systém DNS důraz především na uplatnění řídících procesů CNS v chápání řetězení svalové aktivity (Kolář, 2009, s. 233). Tento koncept, vytvořený Kolářem, vychází ze zákonitostí fyziologické lidské ontogeneze a využívá principů vývojové kineziologie (Voráčová, Šafářová, 2011, s. 34).

DNS není jen terapeutický systém, ale zahrnuje v sobě rovněž diagnostický přístup zaměřený na vyšetření konkrétních posturálních (stabilizačních) funkcí. Posturální stabilizace je definována jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil skrze činnost centrálního nervového systému. Toto držení by mělo být co nejekonomičtější s tzv. funkčně centrovaným postavením kloubů zajištěným koordinovanou svalovou aktivitou agonistů a antagonistů. Posturální stabilizace je součástí jakékoliv polohy či pohybu. Případnou posturální instabilitu nevyšetříme svalovým testem, ale pomocí cílených posturálních testů jako jsou například extenční test, test flexe trupu, brániční test a řada dalších (Kolář, 2009, s. 39, 53-56, 234), (Voráčová, Šafářová, 2011, s. 33).

1.5.1 Obecné principy nácvikových technik

V případě detekované insuficience v oblasti posturální stabilizace využíváme pro ovlivnění stabilizační funkce obecné principy vycházející programů uplatňujících se v průběhu posturální ontogeneze. Mezi tyto obecné principy patří:

1. Cvičení začínáme ovlivněním trupové stabilizace, tedy integrovaného stabilizačního systému páteře, jehož správné fungování je předpokladem cílené funkce končetin.

2. Svaly cvičíme ve vývojových posturálně lokomočních řadách.

3. Zpevnění segmentu není lokální záležitostí,aleje vázáno na globální svalové souhry vycházející z místa opory.

4. Při použití fázické hybnosti nesmí být síla svalů provádějících pohyb větší, než je síla stabilizujících svalů.

(Kolář et al., 2009, s. 235)

1.5.2 Cvičení posturálních funkcí ve vývojových řadách

Pro cvičení se využívá základních lokomočních poloh posturálního vývoje. Mezi ně patří: *„poloha na zádech, na boku, v šikmém sedu, na čtyřech s oporou o kolena, resp. o nohy, vzpřímený klek, nákrok při vzpřímeném kleku ap. a z poloh odvozených z lokomočních převodních fází umožňující přechod z jedné polohy do polohy navazující – přechod ze šikmého sedu do polohy na čtyřech, z polohy na čtyřech do bipedálního stoje, z polohy na zádech do šikmého sedu ap. při vertikalizaci, resp. lokomoci.“* (Kolář, 2009, s. 240). Základní polohy a přechodové lokomoční fáze, jež využíváme při cvičení lze v závislosti na terapeutické rozvaze provádět v ipsilaterálním nebo kontralaterálním Podle terapeutického cíle vybíráme ze základních poloh a přechodových lokomočních fází buď ty s ipsilaterální, nebo kontralaterální lokomočním vzorem (Kolář, 2009, s. 240-243).

V případě přechodových fází lze cvičit celou fázi lokomočního pohybu nebo jen polohy představující určitý moment lokomočního pohybu (tzv. zmrzlé fáze), kterými selektivně ovlivňujeme posturální funkci jednotlivých částí svalu (či svalových skupin). Při volbě výchozí polohy je nutné vycházet z individuálních předpokladů jedince. Většinou postupujeme od poloh s nižšími posturálními nároky až k těm posturálně náročnějším. Edukace je nutné zahájit s terapeutickou asistencí, jelikož většina pacientů není ze začátku schopna zaujmout polohu a provést cvičení bez manuální korekce terapeuta. Korekce pacienta probíhá verbálně i manuálně s důrazem na opěrnou funkci a centrované postavení segmentů. (Kolář, 2009, s. 240-243).

1.5.3 Facilitační prvky používané při terapii

K používaným facilitačním prvkům u nácvikových technik patří dále odpor proti plánované hybnosti, stimulace spoušťových zón, centrace opory a kloubů. Do centrovaných můžeme působit i prostřednictvím aproximace. Využít lze také odporová cvičení, kdy je při cíleně aktivované posturální situaci využit odpor kladeným proti fázické hybnosti. Odpor musí odpovídat síle posturálních svalů. Cílem tohoto snažení je ovlivnit posturální funkci svalu v uzavřeném nebo otevřeném kinematickém řetězci (Kolář, 2009, s. 246).

1.6 Svalová síla a její hodnocení

Kinetika je část mechaniky (respektive dynamiky), která zkoumá působení síly na pohyb tělesa. Pokud je tato síla generována pohybovým aparátem nebo na něj působí, hovoříme o ní jako o myokinetice (Dylevský, 2007, s. 145). Kinetika se věnuje měření a posuzování sil, jež působí při pohybu lidského těla, a které dělíme na síly vnitřní a síly vnější. Mezi vnitřní síly patří síla svalová, dále setrvačná v klidu či pohybu a řadíme sem i pevnost a pružnost tkání (Pfeiffer, Votava, 1983, s. 79). Svalová síla závisí z obecného anatomického pohledu na počtu svalových vláken (respektive fyziologickém průřezu svalu), jeho délce, na počtu aktivovaných motorických jednotek a elastických vlastnostech svalu a šlachy. Právě měření maximální svalové síly je důležitým ukazatelem svalové funkce. Je nutné si však uvědomit určitá omezení, jež měření maximální svalové síly přináší. Nikdy netestujeme pouze jeden sval, ale spíše jednoduchý pohyb, a tedy i aktivaci všech svalů, které se na něm podílejí. Každý pohyb je výsledkem aktivity vícero svalů či svalových skupin, přičemž je nutné brát v potaz i předpoklad cíleného pohybu, tedy stabilizační funkci hrudníku, břicha a pletencových oblastí. Aktivita stabilizačních svalů vyvolává i aktivitu v dalších svalech, s kterými úponově koresponduje. I proto není hodnocení svalové síly nikterak snadnou záležitostí s jednoznačnou výpovědní hodnotou (Šafářová, Kolář, 2011. s. 178), (Dylevský, 2007, s. 171).

1.6.1 Dynamometrie

Dynamometrie se používá k měření síly, kterou je schopen člověk působit na určité těleso po určitou dobu (Placheta, 1999, s. 155). Historicky existuje řada způsobů pro vyšetření a měření svalové síly od zvedání závaží známé hmotnosti přes kladku s cíleným působením na přesně definovanou svalovou skupinu, po měření pomocí osobní váhy či jednoduchého ručního dynamometru (různého typu a konstrukce) (Pfeiffer, Votava, 1983, s. 85,86).

Placheta používá dělení dynamometrie podle typu měřené síly, a to na izometrickou a izokinetickou dynamometrii. Izometrická síla je založena na takovém typu svalové kontrakce, při níž roste svalové napětí a sval nemění svoji délku, tudíž je vnější mechanická práce nulová. K měření izometrické síly se používají jednoduché piezoelektrické tenzometry či dynamometry. Izokinetická síla spočívá v izokinetické svalové kontrakci při konstantní rychlosti stahu, kdy pohyb, vykonávaný většími skupinami svalů, probíhá v celém rozsahu. Izokinetické dynamometry jsou mnohem složitější a technicky i prostorově náročnější přístroje (Placheta et al., 1999, s. 155, 157, 158, 159).

Dynamometrie měří mimo jiné maximální svalovou sílu prostřednictvím přístrojové techniky, tudíž lze výsledky vyjadřovat ve fyzikálních jednotkách a za určitých standardizovaných podmínek vyšetření opakovat. Sledovanými parametry izometrické dynamometrie bývají nejčastěji maximální svalová síla (v jednotkách N), maximální moment síly (jednotka Nm) popřípadě i strmost nárůstu síly do maxima v čase. Měření svalové síly při izometrickém pohybu se obecně považuje za mnohem přesnější než při izokinetickém pohybu (Pfeiffer, Votava, 1983, s. 85,86), (Placheta et al., 1999, s. 157). Při měření maximální svalové síly získáváme pouze relativní údaje (ne absolutní hodnoty), jejichž hodnota stoupá při opakovaném měření (Pfeiffer, Votava, 1999).

1.6.2 Využití ruční dynamometrie

Měření svalové síly ruky pomocí ručního dynamometru je nepostradatelnou součástí vyšetření v oblasti rehabilitace ruky. Svým snadným a rychle opakovatelným použitím pomáhá objektivizovat pokrok a efektivitu terapeutického působení či chirurgické intervence (Parvatikar, Mukkanavar, 2009, s. 71), (Mathiowetz et al., 1985, s. 69). Vzhledem ke své finanční náročnosti je měření síly stisku ruky jedním z nejlepších indikátorů pro určení celkové síly horní končetiny (Rice et al., 1989, s. 392). Maximální síla stisku ruky je používána jako ukazatel celkového zdraví a v rámci screeningového testu dětí se v zámoří využívá i pro vyšetření svalové síly, funkční integrity motoneuronů a motorické jednotky (van

den Beld, 2006, s. 57). Dále se měření síly stisku ruky využívá ve velké míře v auxologii, ale také v epidemiologii nebo v gerontologii ke zkoumání vlivu stárnutí na organizmus lidské populace. Své uplatnění nachází toto měření také v oblastech studia lidského chování z evolučního hlediska (například v evoluční psychologii) (Gallup, 2007, s. 423). Často se také využívá v klinických podmínkách jako rychlý indikátor aktivity některých chorob (jednou z nich je například reumatoidní artritida) a u jedinců s narušenou schopností provádět každodenní manuální aktivity – je jedním z prediktorů disability (Roman-Liu, 2003, s. 609), (Sisto, Hudson, 2007).

1.6.3 Reliabilita měření maximální síly stisku ruky ručním dynamometrem

Existuje široká škála protokolů a testů k měření síly stisku ruky (Innes, 1996, s. 120). Mezi nejčastěji používané a zmiňované způsoby vyšetření síly stisku ruky patří měření maximální volní izometrické kontrakce (tzv. maximum voluntary isometric contraction – MVIC), zejména té získané v krátkém časovém intervalu několika sekund. K získání co nejpřesnější hodnoty měření se používá standardizovaných testů s dostatečně vysokou mírou reliability testování (Lagerström, Nordgren, 1998, s. 113). Reliabilita je jednou ze základních vlastností testovacích procedur (Strejcová et al., 2011, s. 49). Test můžeme považovat za reliabilní pokud rozptyl jeho chyb je malý a lze ho opakovat i při dalších příležitostech (Blahuš, 1996). Reliabilita se skládá z několika komponent. Mezi ně řadíme reliabilitu přístroje a dále také tzv. intrarater, interrater a test-retest reliabilitu. Innes řadí mezi nejčastěji vyšetřované komponenty reliability test-retest a interrater reliability (Innes, 1996, s. 124). Intrarater reliability zjednodušeně řečeno odpovídá konzistenci dat zaznamenaných jednou vyšetřující osobou v průběhu dvou či více pokusů (Weiss, Falkenstein, 2005, s. 432). Stanovení inter-rater reliability je důležité, pokud je testování prováděno víc jak jedním vyšetřujícím. Při stanovení test-retest reliability jsou důležité vysoké hodnoty koeficientu reliability, aby se dalo prokázat, že změna měřených hodnot je daná zlepšením určité funkce a nikoli inkonzistencí měřených dat (Innes, 1999, s. 125). Podle Strejcové je používání koeficientů reliability měření izometrické síly rozporuplné a není zcela jasné. Nejčastěji se setkáváme s koeficientem vnitrotřídní korelace (intraclass correlation coefficient, ICC) nebo Pearsonovým korelačním koeficientem. (Strejcová et al., 2011, s. 49).

K měření MVIC stisku ruky se požívá řada dynamometrů a díky vysokým hodnotám test-retest reliability jsou vhodné pro klinické využití. Mezi často používané a ověřené dynamometry patří například přístroje Jamar, Smedley, My-Gripper nebo Grippit (Innes,

1996, s. 126), (Lagerström, Nordgren, 1998, s. 113-119). Mezi nejpoužívanější patří standardizovaný dynamometr Jamar, který se používá už od roku 1954, je doporučován i American society of hand therapists jako nástroj s vysokou přesností pro měření MVIC v klinických podmínkách, který se hodí zejména pro výzkumné účely (Fess, 1992, s. 41-45), (Peolsson et al., 2001, s. 36-41).

Jako nejpřesnější způsob s nejvyšší reliabilitou se v zahraniční literatuře pro stanovení hodnoty MVIC považuje naměření tří po sobě jdoucích pokusů, z kterých se vypočítá aritmetický průměr. Výsledek tohoto průměru pak reprezentuje hodnotu MVIC v daném měření (Mathiowetz et al., 1984, s. 222-226), (Hamilton et al., 1994, s. 163-170), (Lagerström, Nordgren, 1996, s. 273-286). Ve studii Lagerströma a Nordgrena z roku 1998 se ale jako přibližně stejně přesné ukázalo použití nejvyšší naměřené hodnoty (Lagerström, Nordgren, 1998, s. 113-119). Rovněž i MacDermid et al studovali intrarater reliabilitu u pacientů spadajících do kategorie různých neurologických nemocí vzniklých na podkladě prací indukovaného přetížení horních končetin. Výsledky jejich studie prezentují vysoký koeficient vnitrotřídní korelace jak u měření s hodnotou získanou jedním měřením, tak vypočítanou jako aritmetický průměr tří naměřených hodnot (MacDermid et al., 1994, pp. 10-14). Innman ve svém přehledovém článku komentuje problematiku stanovení hodnoty MVIC tak, že velká část postupů má vysokou test-retest reliability (s koeficient vnitrotřídní korealce vyšším jak 0,93) a signifikantně se tak z hlediska reliability od sebe neliší, nicméně za nejspolehlivější se přesto obecně považuje aplikace aritmetického průměru hodnot odebraných z tří po sobě jdoucích pokusů (Innes, 1996, s. 123).

Kromě standardizovaného testovacího protokolu síly stisku ruky je za důležitou komponentu reliability považována i vyšetřovací pozice (Richards, 1996). Lagerström a Nordgren ve své studii prokázali, že standardizovaná vyšetřovací pozice doporučovaná American society of hand therapists mnohem důsledněji vykazuje oproti jiným zvoleným pozicím vyšší test-retest reliabilitu a nižší variabilitu z časového hlediska (Lagerström, Nordgren, 1996, s. 273-286).

Stanovení účelu vyšetření síly stisku ruky je zásadní, protože ovlivňuje volbu adekvátního nástroje k měření, testovacího protokolu, vyšetřovací pozice, použití normativních dat a tím pádem i naměřená data a interpretaci jejich výsledků (Innes, 1999, s. 121).

1.6.4 Faktory ovlivňující měření síly stisku ručního dynamometru

Velikost síly stisku (a tedy i MVIC) ovlivňuje řada faktorů. Mezi často prezentované patří zejména věk a pohlaví. Nejvyšších hodnot v průběhu lidského života dosahuje síla stisku mezi 24. a 39. rokem, jak prokázali ve své rozsáhlé studii Mathiowetz a kolegové (Mathiowetz, 1985, s. 70-73). Dalším faktorem je vliv pohlaví. Síla maximálního stisku ručního dynamometru je u ženy přibližně poloviční oproti mužům, uvádí se kolem 54-58% (Thomas et al., 2007, s. 129). Patrný je i vliv dominantní horní končetiny, alespoň to uvádí ve svých studiích Crosby a Petersen. Všeobecně se vžilo pravidlo, že dominantní horní končetina je v případě praváků o 10% silnější, co se síly stisku ruky týče, zatímco u lidí s dominantní levou horní končetinou se síly stisku obou rukou rovnají (Petersen, 1989, s. 444-447), (Crosby, 1994, s. 665-669), (Incel, 2002, s. 243-247). Harkonen et al., ale ve své rozsáhlé studii signifikantní rozdíl síly stisku ruky u dominantní a nedominantníhorní končetiny nepotvrdily (Harkonen et al.,1993, s.129-132).

Síla stisku ruky pozitivně koreluje s tělesnou výškou a hmotností vyšetřovaných osob (Thorngren, Werner, 1979, s. 255), (Crosby, 1994), (Kumar, 2004, s. 182). Signifikantně závisí na také vzdálenosti stiskaných ploch a velikosti ruky u obou pohlaví (Bechtol, 1954), (Ruiz-Ruiz et al., 2002, 897-901), (Watanabe et al., 2005, s. 603-609). Mezi další antropometrické parametry ovlivňující velikost maximální síly stisku u žen patří i poměr ramena-boky (Gallup, 2007, s. 423-429).

Z hlediska faktorů týkajících se samotného procesu měření má na velikost získaných hodnot síly stisku ruky signifikantní vliv délka testování (respektive doba, po kterou se vyšetřovaný snaží udržet maximální izometrickou kontrakci) (Fess, 1992, s. 41- 45), dále rozcvičení submaximální intenzitou stisku před měřením (Marion, Niebuhr, 1992, s. 146) a slovní povzbuzování pro motivování vyšetřovaného k podání maximálního výkonu (McNair, 1996, s. 243-245). Denní doba měření má také vliv na naměřené hodnoty síly, které jsou signifikantně vyšší odpoledne než časně ráno. I přes svou stastistickou významnost tohoto rozdílu považuje McGarvey absolutní změnu hodnot síly za nízkou, a tudíž i faktor denní doby z klinického hlediska za nevýznamný (McGarvey et al., 19, s. 301-305).

Velikost síly stisku ruky závisí také na řadě obecných faktorů, kterými jsou výživa, sportovní aktivita, zdravotní stav a genetické predispozice (Bechtol, 1954, s. 820), (Mathiowetz et al., 1985, s. 69-73), (Petersen et al., 1989, s. 444-447). Některé studie prokazují i na signifikantní vliv typu zaměstnání (největší u těžce manuálně pracujících

profesí) a volnočasových aktivit (Bechtol, 1954), (Nygard et al., 1987, 555-561), (Crosby et al., 1994, 665-669), (Josty et al., 1997, s. 266-269).

Dále signifikantně ovlivňují velikost naměřené síly stisku ruky i typ použitého dynamometru (Roman-Liu, 2003, s. 614). To potvrzuje i studie Massy-Westroop et al., kteří porovnávali přístroje Jamar (hydraulický dynamometr) a Grippit (elektrický dynamometr) (Massy-Westroop et al., 2004, s. 514-519).

1.6.5 Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky

Jednu z prvních studií věnujících se objektivizaci vztahu polohy předloktí a MVIC provedli Richards et al. v roce 1996. Zkoumáno bylo celkem 106 (51 mužů a 56 žen) osob. Průměrný věk vyšetřované skupiny byl 37,85 let. K měření MVC byl použit Jamar dynamometr. Jedním z důvodů vzniku studie byla snaha prozkoumat, zda se budou naměřené hodnoty v jiných postaveních předloktí lišit od neutrálního postavení, které se používá v rámci vyšetřovací pozice doporučované American society of hand therapists. Jednotlivé pozice předloktí se oproti sobě navzájem signifikantně lišily co do velikosti produkované síly stisku ruky. Největší síla byla naměřená v supinaci a nejmenší naopak v pronaci (Richards, 1996, s. 133-136).

Huang et al. ve své práci zkoumali na vzorku 482 zdravých probandů vliv řady parametrů na svalovou sílu. Jedním z těchto parametrů byla i poloha předloktí. Probandi byly testování ve čtyřech polohách předloktí – v neutrálním postavení s extendovaným loktem podél těla a s loktem ve flexi 90° v pronaci, supinaci či neutrálním postavení. Byla měřena MVIC. V rámci testovacího protokolu byla za maximální hodnotu uznána ta, která byla ze získaných třech opakování nejvyšší. Postavení předloktí nakonec nemělo signifikantní vliv na velikost naměřené síly stisku ruky (Huang, 2009, s. 811-815).

De Smet et al. zkoumali vliv rotace předloktí na velikost maximální síly stisku ruky. Ve své studii zahrnující celkem 40 probandů (20 mužů a 20 žen) ve věku od 19 do 30 let měřili MVIC pomocí Jamar dynamometru na dominantní pravé končetině. Probandi byly testování ve standardizované pozici v sedu s loktem ve flexi 90° a předloktím v neutrální pozici, v maximální pronaci a maximální supinaci a zápěstím v neutrálním postavení z hlediska flexe a v 10° dorzální flexi. MVIC byla v pozici se zápěstím v neutrálním postavení signifikantně nižší v pronaci jak u mužů, tak u žen, avšak nebyl prokázán žádný signifikantní rozdíl mezi pronací a maximální supinací. V pozici s 10° dorzální flexí byla rovněž MVIC signifikantně nižší v pronaci avšak jen u mužů. Nicméně byla ve druhém případě zaznamenána

signifikantně vyšší síla stisku ruky v supinačním postavení oproti neutrálnímu u obou pohlaví (De Smet, 1998, s. 360-361).

Celkem 10 zdravých probandů (5 mužů a 5 žen) průměrného věku 23,0 ± 1,6 (u mužů) a 25,2 ± 1,1 (u žen) se účastnilo studie Mogka a Keira, jejímž cílem bylo kvantifikovat reakci svalů předloktí na kombinaci tří poloh zápěstí (ve flektovaném - 45°, neutrálním a extendovaném postavení - 45°) a tří poloh předloktí (v pronačním, neutrálním a supinačním postavení). Jedná se tím pádem o jednu z nejkomplexnějších studií zkoumající vzájemné vvztahy mezi polohami zápěstí a předloktí a jejich vazbami na svalovou sílu. Probandi byli vyšetřováni v sedu na židli s paží podél těla a abdukcí 0° v ramenním kloubu, s předloktím spočívajícím na výškově nastavitelné opěrce v úhlu 105° flexe v loketním kloubu. Zápěstí a ruka držící dynamometr byly drženy ve vzduchu bez možnosti opory. Pozice zápěstí ve flexi snižovala vyvinutou sílu o 40-50% oproti zbývajícím pozicím zápěstí. Vliv pozice předloktí na MVIC byl prokázán pouze v případě flektovaného zápěstí, kdy MVIC signifikantně klesala od supinace přes neutrální postavení do pronace (Mogk, Keir, 2003, s. 956-973).

1.6.6 Vliv držení těla a polohy kloubů horní končetiny na sílu stisku ruky

Parvatikar a Mukkannavar sledovali ve své studii vliv jednotlivých poloh ramenního, loketního a zápěstního kloubu na velikost maximální síly stisku ruky u 50 probandů (25 žen a 25 mužů). Dominantní horní končetina byla testována v šesti pozicích vzniklých kombinací plně extendovaného nebo do 90° flektovaného loketního kloubu s ramenním kloubem v 0°, 90° nebo 180° flexi. Každá šestice pozic byla navíc ještě testována se zápěstím v neutrální pozici nebo v dorzální flexi. Pomocí standardizovaného ručního dynamometru. Největší průměrná HGS byla zaznamenána s paží ve flexi 180° v ramenním kloubu a plně extendovaným loketním kloubem a zápěstím v neutrální pozici. Velikost síly stisku ruky s loketním kloubem v extenzi nezávisle na poloze ramenního kloubu byla signifikantně vyšší než s loketním kloubem ve flexi. Průměrné hodnoty MVIC byly u všech šesti pozic vyšší v případě neutrálního postavení zápěstního kloubu. Celkově tak autoři poukazují na statisticky významný vliv polohy ramenního, loketního a zápěstního kloubu na velikost maximální síly stisku ruky (Parvatikar, Mukkannavar, 2009, s. 67-75).

Vlivem postavení kloubů horní končetiny na MVIC se zabývali také Kuzala a Vargo, kteří zkoumali 46 probandů (z toho 30 žen) ve věku od 21 do 46 let. Kromě postavení loketního kloubu při měření zachovali standardizovanou polohu doporučovanou American cociety of hand therapists. K měření byl použit Jamar dynamometr. Změny síly pozorovali při

nastavení loketního kloubu ve flexi 0°, 45°, 90° a 135°. Výsledky studie ukázaly, že největší síla stisku ruky je v pozici s loktem v nulové flexi a nejmenší naopak s loktem ve flexi 135°. Podle autorů potvrzují výsledky vliv nutnosti standardizace pozic pro měření svalové síly a dají se aplikovat i do terapeutického snažení a funkčních aktivit pacienta (Kuzala, Vargo, 1992, s. 509-512).

Cílem práce Kattela a kolegů bylo zdokumentovat a stanovit, ve které pozici zápěstního, loketního a ramenního kloubu bude naměřena maximální hodnota síly stisku ruky. Studie zahrnovala širokou škálu pozic s ramenním kloubem v abdukci 0° nebo 20°, loketním kloubem ve flexi 90°, 135° nebo 180° a zápěstím v devíti polohách zahrnujících různé stupně ulnární deviace nebo palmární flexe. Autoři poukazují na rozpor mezi předpokládanou pozicí pro MVIC (abdukce 0° v rameni, flexe 90° v lokti a zápěstí v neutrálním postavení) a pozicí, která vzešla z této studie. Podle jejich výsledků je signifikantně největší MVIC v pozici s loketním kloubem ve flexi 135° a neutrálním postavení v ramenním a zápěstním kloubu. (Kattel, 1996, s. 423-429).

Oxford ve své práci zkoumal vliv flexe v loketním kloubu na maximální hodnotu síly stisku rukxu velkého vzorku 128 probadnů (64 mužů a 64 žen – průměrný věk 30,9 roků). Testovány byly dvě polohy, a to s loktem v nulové a devadesátistupňové flexi. Jako přístroj byl pro měření použit Greenleaf elektrický dynamometr. Testovány byly dominantní i nedominantní horní končetina. Muži i ženy vykázali signifikantně vyšší hodnoty síly stisku ruky s loktem v nulové flexi u obou horních končetin (Oxford, 2000, s. 33-36).

V rozsáhlé meta-analýze se vlivu postavení kloubů horní končetiny na maximální sílu stisku ruky věnuje autorka Roman-Liu. Z informací získaných z dostupných prací publikovaných do roku 2003 vyplývá, že poloha horní končetiny má signifikantní vliv na velikost vyvinuté MVIC, a tuto vazbu, respektive vyjádření závislosti velikosti síly stisku ruky jako funkce polohy horní končetiny a pohlaví, se snažila autorka postihnout vytvořením prediktivní rovnice (Roman-Liu, 2003, s. 609-617).

Watanabe et al. ve své práci zabývali mimo jiné i vlivem polohy těla na maximální velikost stisku ručního dynamometru. Výsledky této práce, které se účastnilo 100 probandů (50 mužů a 50 žen), naznačují, že ze třech dostupných poloh (vsedě, vleže na zádech a ve stoje) byla nejnižší síla (u mužů i žen) naměřena v poloze na zádech vleže. Mezi polohami vsedě a ve stoje nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl (Watanabe et al., 2005, s. 605-609).

1.6.7 Vliv cvičení na maximální sílu stisku ruky

Thomas et al. sledovali vliv odporového tréninku na změnu maximální síly stisku ruky u mladých zdravých jedinců. Vyšetřovanou skupinu tvořilo 27 žen a 14 mužů. Ženy byly rozděleny na tréninkovou (15 žen) a kontrolní skupinu (12 žen). Věkové rozpětí všech probandů se pohybovalo v rozmezí 20-29 let. Byla měřena jak MVIC tak maximální svalová výdrž po dobu deseti sekund prostřednictvím ručního dynamometru Grippit. Testovací pozice byla v sedu na židli s ramenním kloubem v neutrálním postavení. Předloktí a zápěstí byly rovněž v neutrálním postavení z hlediska rotací a flexe. Loketní kloub byl ve flexi 90° a předloktí se opíralo o opěrku. Vyšetřovaný dostal pokyn, aby relaxoval ramena. Testovány byly obě horní končetiny, pravá vždy jako první. Pokus s nejvyšší hodnotou maximální volní izometrické kontrakce byl zaznamenán a použit pro statistické zpracování. Odporový trénink byl zaměřen více na horní končetiny. Cvičební jednotka se skládala ze tří cviků – ze cviku na stabilizaci ramenních kloubů ve výdrži v poloze kliku na břiše s oporou o lokty a přední část chodidel a dále z bicepsového a tricepsového klik. Terapeutický program trval osm týdnů a byl nastaven po celou dobu svého trvání na frekvenci 3x týdně. První čtyři týdny trvala cvičební jednotka deset minut, druhé čtyři týdny se prodloužila na patnáct minut. Studii dokončilo 11 žen z tréninkové skupiny a 9 žen z kontrolní skupiny. Po skončení terapie došlo k signifikantnímu nárůstu MVIC u tréninkové skupiny žen, avšak jen v případě pravé horní končetiny (Thomas et al., 2007, s. 125-131).

Dash a Telles se věnovali působení tříměsíční terapie vycházející z jógových cviků na velikost MVIC měřené pomocí ručního dynamometru u tří skupin – zdravých dospělých (celkem 37 – z toho 21 mužů a 16 žen), dětí (celkem 86 – z toho 61 chlapců a 26 dívek) a pacientů s reumatoidní artritidou (celkem 20 – z toho 10 mužů a 10 žen). Byly vytvořeny stejně početné kontrolní skupiny. Jednalo se o krátkodobý intenzivní tréninkový program v jógovém výukovém středisku, který trval u dospělých 30 dnů, u dětí 10 dnů a u pacientů s reumatoidní artritidou celkem 15 dnů. Jógová intervence sestávala z jógových ásan a pozic, pránajámy a meditačních technik. Po skončení cvičebního programu zaznamenaly všechny tři skupiny signifikantní zvýšení síly stisku ruky u obou horních končetin, zatímco kontrolní skupiny zůstaly beze změny. Velikost změny síly stisku byla procentuálně větší u dospělých žen a pacientek s reumatoidní artritidou než u mužů. U dětí tento genderový rozdíl nebyl pozorován (Dash, Telles, 2001, s. 355-360).

1.6.8 Vliv menstruačního cyklu na sílu stisku ruky

Nicolay et al. se ve své studii zabývali vlivem menstruačního cyklu na svalovou sílu a výdrž 11 žen s pravidelným menstruačním cyklem a 8 žen užívajících monofázickou orální kontraceptiva. Z dostupných informací vyplývá, že jednotlivé fáze menstruačního cyklu nemají prokazatelný vliv na svalovou sílu (měřenou prostřednictvím ručního dynamometru jako MVIC) jak u žen s pravidelným menstruačním cyklem, tak u těch užívajících orální kontraceptiva. K statisticky významné změně došlo pouze v oblasti statické silové výdrže (třicetisekundový test stisku), která byla během pozdně folikulární fáze signifikantně nižší u skupiny žen s pravidelným menstruačním cyklem, které nepoužíval orální kontraceptiva. Tyto ženy také, prokázaly signifikantně větší statickou silovou výdrž během časně folikulární a luteální fáze menstruačního cyklu, oproti ženám užívajícím hormonální kontraceptiva (Nicolay, 2008, s. 211-221).

Vliv menstruačního cyklu na kontraktilní vlastnosti příčně pruhovaného svalstva u 19 pravidelně menstruujících žen zkoumal Janse de Jonge se svými spolupracovníky. Jedním ze sledovaných parametrů byla kromě MVIC m.quadriceps femoris a izokinetického měření síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu během uhlové rychlosti $60°s^{-1}$ a $240°s^{-1}$, také síla stisku ruky dominantní horní končetiny formou MVIC pomocí ručního dynamometru. Testovanou pozicí pro ruční dynamometrii byl stoj s extendovaným loktem a horní končetinou ležící podél těla. Jako MVIC byla vybrána nejvyšší hodnota síly naměřené z celkem pěti pokusů. Výsledky měření svalové funkce signifikantně nekorelovaly se změnou koncentrace hladin pohlavních hormonů. Autoři tak usuzují, že fluktuace hladin pohlavních hormonů během menstruačního cyklu nemá vliv na kontraktilní vlastnosti příčně pruhovaného svalstva v průběhu tohoto cyklu (De Jonge et al, 2001, s. 161-166).

Phillips et al. sledovali závislost velikosti maximální volní síly vyvinuté aktivitou m. adductor pollicis prostřednictvím speciálního dynamometru v průběhu menstruačního cyklu po dobu šesti měsíců. Sledovány byly změny jak u tréninkové skupiny atletek (obsahovala ženy užívající hormonální antikoncepci i ženy bez hormonální antikoncepce), tak u kontrolní skupiny netrénovaných žen s pravidelným menstruačním cyklem. Jak u tréninkové, tak u kontrolní skupiny došlo k signifikantnímu vzestupu síly maximální volní kontrakce m. adductor pollicis (o téměř 10%) během folikulární fáze menstruačního cyklu, kdy postupně narůstá hladina estrogenů zodpovědných dle autorů za nárůst svalové síly. Sledovány byly ženy ve věkovém rozmezí 17 až 39 let (Phillips et al., 1996, s. 551-556).

Také Fridén et al. vyšetřovali svalovou sílu a výdrž během třech přesně definovaných fází (časné folikulární, ovulační a midluteální fáze) menstruačního cyklu. Kompletně analyzováno bylo nakonec 10 z 15 žen s pravidelným menstruačním cyklem a střední úrovní pohybové aktivity v průběhu dvou po sobě následujících cyklů. Nebyly však prokázány signifikantní rozdíly v kolísání svalové síly a vytrvalosti v průběhu jednotlivých fází menstruačního cyklu (Fridén et al., 2003, pp. 238-240).

Vliv fáze menstruačního cyklu prokázaly u 23 žen věkového rozpětí 18-35let Petralia a Gallup. Zkoumáno bylo 192 žen průměrného věku 19,4 let. Autoři podle jejich zjištění zaznamenali u žen, které si přečetly autentický popis příběhu zachycující znásilnění dívky, signifikantně vyšší vzestup síly stisku ruky, měřené pomocí Laffayet dynamometru, u žen, které se nacházely v ovulační fázi menstruačního. Výstupem z hlediska (Petralia, Gallup, 2002, s. 3-10)

2 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE

2.1 Cíle práce

- Zhodnocení vlivu šestitýdenního cvičebního programu zaměřeného na dynamickou stabilizaci pletence ramenního na sílu akrálních svalů horních končetin.
- Zhodnocení vlivu polohy předloktí na sílu akrálních svalů horní končetiny.

2.2 Hypotézy práce

Hypotéza 1

$H_1$0: Mezi průměrnou hodnotou síly stisku ruky (měřenou formou MVIC – maximální volní izometrické kontrakce) v jednotlivých formách úchopu pro horní končetinu každé strany neexistuje před a po ukončení cvičení signifikantní rozdíl.

H_1A: Mezi průměrnou hodnotou síly stisku ruky (MVIC) v jednotlivých formách úchopu pro horní končetinu každé strany existuje před a po ukončení cvičení signifikantní rozdíl.

Hypotéza 2

$H_2$0: Mezi průměrnou hodnotou síly stisku ruky (MVIC) v jednotlivých polohách předloktí neexistuje signifikantní rozdíl

H_2A: Mezi průměrnou hodnotou síly stisku ruky (MVIC) v jednotlivých polohách předloktí existuje signifikantní rozdíl.

3 SOUBOR A METODIKA PRÁCE

3.1 Charakteristika souboru

Experimentu se účastnilo celkem 10 probandů ženského pohlaví. Z větší části (celkem 7 z 10) tvořily testovanou skupinu studentky oboru fyzioterapie 2. LF Univerzity Karlově v Praze. Obecné antropometrické charakteristiky jsou pro přehlednost uspořádány v tabulce (tab. 1). Z celkového počtu desíti probandek byla v devíti případech jako dominantní označena pravá horní končetina. Pouze jedna probandka označila za dominantní levou horní končetinu.

Tab. 1. Charakteristika dat testovaného souboru (n=10)

Antropometrická data	***Rozpětí hodnot***	***Průměr a směrodatná odchylka***
Věk	18 – 25	23,3 ± 2,0
Výška (v metrech)	1,62 – 1,80	1,70 ± 0,1
Váha (v kilogramech)	56 – 80	63,2 ± 7,5
BMI (kg m $^{-2}$)	20, 6 – 24,7	21,8 ± 1,2

Probandky musely pro zařazení do naší studie splňovat určitá kritéria, při jejichž výběru jsme částečně vycházeli z některých zahraničních studií věnujících se dané problematice (Thomas et al., 2008, str. 125, 126), (Incel et al, 2002, s. 234). Mezi vylučovací kritéria patřily známky postižení, většího úrazu či chronické bolesti krční páteře, zápěstních, loketních a ramenních kloubů. Dále nesměly vykazovat známky nervového, svalového, nervosvalového onemocnění či jiného závažného interního onemocnění dlouhodobějšího charakteru. Další důležitou podmínkou bylo, že testované osoby nesměly ve sportovní anamnéze vykazovat závodní sportování nebo pravidelnou sportovní aktivitu rozsahu většího než dvakrát týdně, především pak silového charakteru, která by mohla výrazně zkreslit výsledky našeho měření. Výzkum probíhal postupně v období od května 2011 do ledna 2012. Probandky byly po ukončení šestitýdenní terapie požádány, aby vyplnily námi vtvořený dotazník (viz příloha) reflektující jejich subjektivní hodnocení některých aspektů terapie.

3.2 Vyšetření probandek

Vyšetření probandek probíhalo v soukromém ambulantním zařízení vždy stejnou osobou, která posléze vedla i terapeutický výcvik probandek. Byla odebrána základní anamnestická data, kdy nás mimo jiné zajímala především sportovní anamnéza (tzn. jaké pohybové aktivity a v jakém rozsahu probandka během týdne absolvuje), farmakologická (zda probandka užívá nějaké potravinové doplňky na zvýšení silových schopností, léky či hormonální antikoncepci) a antropometrické parametry (výška, váha a vypočítané BMI) včetně zaznamenání dominantní horní končetiny.

Na začátku vyšetření byl proveden kineziologický rozbor - hodnocení držení těla ve stoji aspekcí zepředu, zezadu a zboku. Dále byla vyšetřena pomocí goniometrie aktivní a pasivní hybnost ramenních kloubů. Také jsme vyšetřili dynamiku rozvíjení páteře (Schoberova a Stiborova distance, Thomayerova zkouška). Velký důraz byl kladen na hodnocení stabilizačních funkcí prostřednictvím testů posturální stabilizace - testu náklonu, testu polohy na čtyřech a testu kleku s oporou o dlaně (viz Obrázek 5, 6, 7). Probandky byly vyšetřeny před začátkem a po skončení šestitýdenního cvičení (viz tabulka 13, 14, 15).

3.2.1 Testy stabilizačních funkcí

Test kleku s oporou o dlaně

Výchozí poloha: testujeme v poloze na čtyřech s pažemi a stehny mířícími kolmo k podložce. Nohy volně visí přes okraj lehátka. Vyšetřovaný by se měl opírat o dlaně s prsty směřujícími vpřed (kraniálně). Dolní končetiny jsou v mírné abdukci (přibližně na šířku pánve). Následně požádáme vyšetřovaného, aby přesunul ruce asi o 30 cm dopředu (dospělých menšího vzrůstu jen o 15–20 cm) a páteř dostal do protažení a napřímeni, v čemž mu napomáháme lehkou manuální a verbální korekcí v problematických úsecích páteře a hlavy.

Provedení: z výchozí polohy vyzveme vyšetřovaného k provedení vlastního testu. Vyšetřovaný provádí s nataženými horními končetinami pohyb hlavou a tělem vpřed a při tom se současně narovnává v kyčlích tak, aby se tělo a s ním i stehna dostaly do jedné linie. Vyšetřovaný setrvá několik vteřin v této pozici a poté se vrátí zpět do výchozí pozice.

Sledujeme: už samotné nastavení pacienta do této polohy bez prvotní korekce terapeutem představuje určitou výpovědní hodnotu o pacientových schopnostech. Sledujeme především sagitální stabilizaci trupu v celé jeho délce s důrazem na oblast thorakolumbálního přechodu. Dále také stabilizaci ramenního a pánevního pletence. Abychom dokázali ohodnotit

všechny sledované tělesné segmenty, kterými jsou hlava, krk, ramena, hrudní a bederní páteř, test opakujeme podle potřeby 3–5x.

Správné provedení: vyšetřovaný se opírá o celou plochu dlaně, loketní klouby jsou odemčeny v nepatrné flexi, lopatky jsou fixovány k trupu, ramenní klouby jsou funkčně centrovány. Hlava je v protažení a prodloužení páteře, která je v celém svém průběhu v napřímení s pánvi v neutrálním postavení, což je doprovázeno a udržováno vyváženou aktivitou všech břišních svalů a m. iliopsoas. Dochází k propojení horní a dolní část trupu.

Projevy insuficience: v oblasti horního trupu jimi jsou zvýrazněná hrudní kyfóza s hyperextendovanými loketními klouby nebo naopak propad v hrudní páteři s hlavou v reklinaci, lopatkami odstávajícími od trupu a rameny v elevaci. V oblasti dolního trupu je to především výrazná bederní lordóza s anteverzí pánve a poklesem pod úroveň horní části trupu (Voráčová, Šafářová, 2011, s. 31-38).

Obrázek 5: Test kleku s oporou o dlaně

Test náklonu

Výchozí poloha: testujeme v poloze na čtyřech a snažíme se zabránit nadměrné lordóze

Provedení: pacient provádí náklon v ramenních i kyčelních kloubech směrem vpřed.

Sledujeme: způsob stabilizace lopatek během provádění pohybu.

Správné provedení: během náklonu jsou lopatky fixovány k trupu vyváženou svalovou aktivitou v kaudálním postavení.

Projevy insuficience: během náklonu dochází na straně insuficience k addukci horního úhlu lopatky a dolní úhel lopatky se naopak odchyluje a rotuje zevně. Předloktí se většinou rotuje zevně a opora se přenáší především na oblast hypothenaru. Paralelně se na straně insuficience zvyšuje aktivita extenzorů páteře na úrovni Th/L přechodu.

Obrázek 6: Test náklonu

Test polohy „medvěda“

Výchozí poloha: testujeme stoj s oporou o dlaně a přední část chodidel, které jsou od sebe ve vzdálenosti přibližně na šíři ramen.

Provedení: vyšetřovaný zaujme výchozí polohu a snaží se ji udržet.

Sledujeme: postavení jednotlivých segmentů a způsob opory

Správné provedení: s rovnoměrnou oporou o celou plochu dlaně a klouby horní končetiny s lopatkou v centrovaném postavení. Lopatky jsou fixovány k hrudníku s napřímenou páteří a hlavou v jejím přirozeném prodloužení. Kyčelní, kolenní a hlezenní klouby leží v ose a jsou rovněž centrovány. Opora na přední části nohy je rozprostřena rovnoměrně mezi hlavičku prvního a pátého metatarsu.

Projevy insuficience: nedostatečné napřímení páteře s kyfotiazcí zejména v hrudní a bederní páteři s hlavou a krční páteří v reklinaci. Lopatky jsou elevovány s rotací dolního úhlu zevně. Ramena se stáčí do vnitřní rotace. Opora ruky je akcentována v oblasti hypothenaru. Na dolních končetinách je postavení femurů ve vnitřní rotaci s koleny směřujícími mimo střed nohy. Opora na přední části nohy je nerovnoměrná.

Obrázek 7: Test polohy „medvěda“

3.2.2 Měřící zařízení

Pro naši studii jsme jako měřící zařízení pro kvantifikaci svalové síly použili digitální ruční dynamometr značky CITEC model CT 3001. Zařízení pochází z Centra pro inovativní technologie (CIT) v Holandsku. Jedná se o ergonomický dynamometr o váze kolem 250 gramů s parametry rozměru přístroje 150 x 85 x 85 cm. Výhodou tohoto dynamometru je jednoduché ovládání pomocí jednoho tlačítka, které slouží ke spuštění přístroje či resetování poslední naměřené hodnoty svalové síly, a poskytuje tak možnost okamžitého měření.

CIT dynamometr má k dispozici několik aplikátorů pro měření svalové síly. V této studii jsme pro potřeby měření využili dva aplikátory – „fist grip“ aplikátor (pro stisk stisk sevřením pěsti) a „three-pinch grip“ aplikátor (stisk úchopem špetky) (viz Obrázek 8, 9). Fist grip aplikátor převádí naměřenou velikost síly v poměru 1:2, takže pro získání reálné hodnoty je potřeba ji vynásobit dvěma. Naměřená maximální dosažená svalová síla je zobrazena digitálně v jednotkách newton (N) a její hodnota je na displeji zobrazena po dobu patnácti sekund než se přístroj sám automaticky vypne. Měřící škála je v rozsahu od 0 do 500 N s přesností měření na 0,1 %.

Obrázek 8 a 9: „pinch grip“ aplikátor a „fist grip „aplikátor

3.2.3 Testovací pozice pro vyšetření síly stisku ruky

Pro vyšetření síly stisku ruky jsme vybrali pozici v sedu, která částečně vychází z Brüggerovy varianty sedu v modifikaci dle Koláře (viz Obrázek 10). Probandky při měření seděly na přední části židle. Důležité je, aby pánev dosáhla nulového (neutrálního) postavení jen velice mírným náklonem pánve kolem sedacích hrbolů vpřed, pro zajištění stabilní základny. Dolní končetiny jsou v postavení, které respektuje jejich funkční osové nastavení, ve stabilním roznožení (bez přílišné abdukce nebo naopak addukce) s lehkou zevní rotací v kyčelních kloubech. Spojnice kyčelních kloubů je lehce nad spojnicí kolenních kloubů, bérce směřují kolmo k podložce a chodidla se dotýkají celou ploskou rovnoměrně podlahy. Páteř je v napřímení s neutrálním postavením v lumbosakrálním a thorakolumbálním úseku. Hrudník je v kaudálním postavení. Hlava je nastavena v prodloužení a protažení krční páteře, brada nesmí prominovat vpřed. Pohled očí směřuje přímo před sebe. Lopatky jsou v kaudálním postavení. Vyšetřovaná (testovaná) horní končetina je držena aktivně s paží podél těla směřující kolmo k zemi v neutrálním postavení z hlediska abdukce-addukce, flexe-extenze a rotací (tedy v nulovém postavení v ramenním kloubu), s loktem ve flexi 90° a předloktím ve třech variantách (viz dále). Nevyšetřovaná (netestovaná) horní končetina je držena podél těla s dlaní směřující palmární stranou k tělu. Celkové držení těla je aktivní, ale pokud možno uvolněné bez přílišné tenze či tendenci ke křečím.

Obrázek 10: Výchozí pozice pro měření síly stisku ruky

3.2.4 Formy úchopu pro měření síly v testovací pozici

Pro měření síly stisku ruky jsme vybrali dvě formy úchopu. První formou byl stisk úchopem špetky (dále jen „three-pinch grip“), druhou formou byl stisk sevřením pěsti (dále jen „fist grip“). První forma byla měřena s předloktím v pronaci (v rozsahu od 30° do 60° - měřeno z neutrální pozice předloktí), ulnární dukci (v rozsahu do 30°) a zápěstím v dorzální flexi v rozsahu od 10 do 30° v závislosti na individuálních potřebách probandek (viz Obrázek 11a,b). Druhá forma stisku byla aplikovaná třemi způsoby podle postavení předloktí. První způsob byl s předloktím v supinaci 90° oproti neutrálnímu postavení předloktí (s dlaní směřující vzhůru rovnoběžně se zemí) a se zápěstím v neutrálním postavení z hlediska flexí a dukcí (viz Obrázek 12). Druhý způsob byl s předloktím v neutrálním postavení mezi pronací a supinací, se zápěstím v neutrálním postavení z hlediska dukcí a dorzální flexí (do 30°) (viz Obrázek 13). Třetí způsob s předloktím v pronaci o velikosti 40-60° oproti neutrálnímu postavení, rovněž se zápěstím v neutrálním postavení z hlediska flexí a dukcí (viz Obrázek 14). Při volbě testovacích úchopů pro stanovení MVIC jsme vycházeli z doporučené pozice American society of hand therapists a práce Richardse a spol. (Fess, 1992, s. 43), (Richards et al., 1996, s. 135). Dané úhlové nastavení, které si probandka zvolila pro jednotlivé úchopy jako nejvhodnější k vyvinutí MVIC bylo zaznamenáno a během dalších měření se neměnilo. Měření bylo prováděno na obou horních končetinách. Celkově jsme tak prostřednictvím naměřených hodnot MVIC sledovali osm ukazatelů síly (čtyři pro každou horní končetinu).

Obrázek 11a, b: Měření „three-pinch grip“ úchopu

Obrázek 12: Úchop „fist grip“ v supinaci předloktí

Obrázek 13: Úchop „fist grip“ v neutrální poloze předloktí

Obrázek 14a: Detail č. 1 pro úchop s předloktím v pronaci

Obrázek 14b: Detail č. 2 pro úchop s předloktím v pronaci

3.2.5 Postup při vyšetření síly stisku ruky

Měření probíhalo vždy před cvičením. Před zahájením prvního měření měla vyšetřovaná osoba možnost seznámit se s vlastnostmi přístroje (váhou, tvarem, velikostí) a cvičně si vyzkoušet několik stisknutí submaximální intenzity, aby se předešlo eliminaci falešných naměřených hodnot a celkovému zkreslení procesu měření. Každému měření navíc předcházela několika minutová rozcvička paží spolu s aktivací testovaných svalových skupin předloktí a ruky pomocí gumového posilovacího kroužku zakončená lehkým protažením ventrálních svalů předloktí - zápěstí a prstů do dorzální flexe. Vyšetřovaná osoba pak zaujala výchozí pozici vsedě pro měření síly stisku ruky. Průběh vlastního měření, především pak

kontrola dodržování výchozí testovací pozice, probíhal pod dohledem terapeuta, kterým byla po celou dobu měření a cvičení tatáž osoba. Terapeut neustále kontroloval a zajišťoval výchozí pozici vyšetřovaného aspekcí a jemnou palpací. Pokud došlo během měření k výrazné změně držení těla nebo exkurzím jednotlivých tělesných segmentů, měření se opakovalo.

Po zaujetí testovací pozice vsedě byla vyšetřovaná osoba vyzvána k stisknutí aplikátoru dynamometru povelem: „Stiskněte, teď!“. Vyšetřující se snažil pokud možno konstantním hlasovým projevem povzbuzujícího charakteru motivovat vyšetřovanou osobu k vyvinutí co největší síly stisku. Tato volní izometrická svalová aktivita trvala maximálně 5 sekund, poté přístroj automaticky zobrazil maximální hodnotu síly stisku, které proband během jednoho pokusu dosáhl. Při vyšetření byl displej měřícího zařízení nastaven tak, aby na něho vyšetřovaný neměl možnost zaměřit pohled, a nedošlo tak k narušení držení těla (pozice pro měření) a získání zpětné vazby o průběhu měření. Po získání naměřené hodnoty nebyl vyšetřovaný o její velikosti informován.

Jako první byla měřena pro daný úchop vždy pravá horní končetina. Měření každého z osmi testovaných úchopů bylo provedeno celkem třikrát. Přestávka mezi jednotlivými měřícími pokusy trvala z důvodu prevence svalové únavy alespoň 45 vteřin. Mezi naměřenými krajními hodnotami daného ukazatele (respektive úchopu) nesměl být rozdíl větší jak 10 procent, jinak bylo měření nutné opakovat. V případě menšího rozdílu se z naměřených hodnot vypočítal aritmetický průměr reprezentující finální hodnotu měření pro daný úchop a končetinu (Mathiowetz, 1990, s. 195-198), (Lagerström, Nordgren, 1996, s. 273-286).

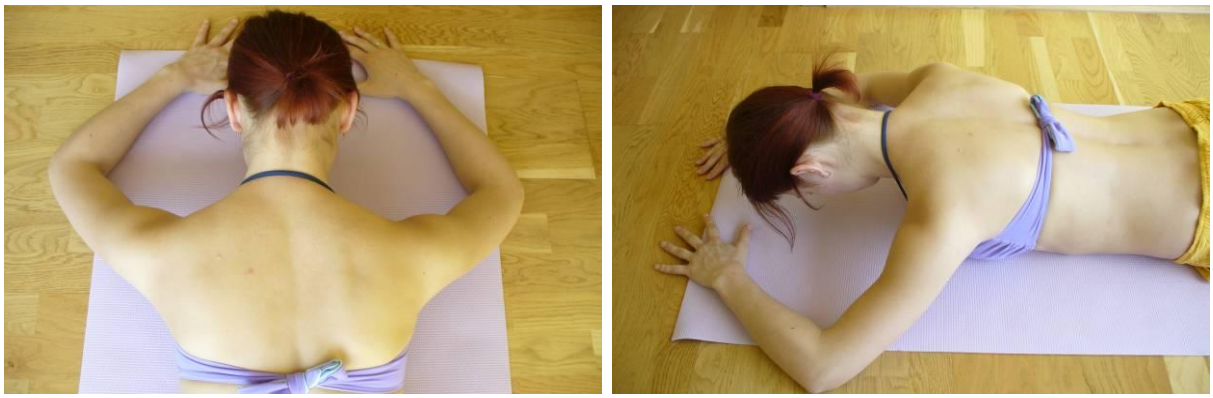
Testování probíhalo v pravidelných týdenních intervalech vždy odpoledne v přibližně stejných časových hladinách, které se pro jednotlivé probandky mohly lišit. Celkem bylo naměřeno pro každý ukazatel sedm průměrných hodnot (počáteční měření a poté v rámci každého týdne jedenkrát). Závěrečná hodnota představující velikost MVIC po skončení šestitýdenního cvičebního programu byla naměřena v odstupu jednoho až dvou dnů po jeho skončení.

3.3 Průběh a metodika cvičení

Probandky cvičily v následujících polohách - poloha 3½ měsíce na břiše s oporou o lokty a symfýzu, poloha na čtyřech, poloha šikmého sedu s oporou o loket (varianta pro pravou i levou stranu) a poloha medvěda (viz Obrázek 15 a,b; 16 a,b; 17 a,b; 18). Fyzioterapeut zpočátku manuálně nastavil pacienta do dané vývojové polohy tak, aby bylo dosaženo centrovaného postavení v klíčových kloubech. Pacient byl instruován se na tuto polohu soustředit a následně ji udržet sám v co možná nejvyšší stabilizační kvalitě a koordinační souhře. Pacient statickou centrovanou polohu každého cviku držel do momentu, než ve stabilizační funkci převládla (náhradní) aktivita povrchových svalů. Pouze v poloze na čtyřech pacient cvičil navíc i dynamický pohyb náklonu celého těla vpřed a následně zpět směrem do výchozí polohy (pohyb odpovídající testu náklonu).

Cvičební program probíhal šest týdnů. První týden absolvovaly probandky celkem tři individuální cvičební lekce (dvě edukační a jednu korekční) s týmž terapeutem, který pracoval se všemi probandkami po celou dobu šesti týdnů. Poté byly probandky opětovně korigovány na individuálních lekcích vždy jedenkrát týdně po dobu zbylých pěti týdnů do ukončení cvičení.

Frekvence cvičení byla stanovena na pětkrát týdně, přičemž si probandka mohla rozvrhnout sama s ohledem na případnou únavu, které dny v týdnu bude cvičit. Délka cvičební lekce byla individuální, průměrně se pohybovala kolem třiceti minut, s tím že nepřesáhla 35 minut. Pořadí jednotlivých cviků v rámci cvičební jednotky bylo stanoveno následovně: 1. poloha na břiše s oporou o lokty a symfýzu, 2. poloha na čtyřech, 3. poloha medvěda, 4. poloha šikmého sedu s oporou o loket.



Obrázek 15 a, b: Poloha na břiše s oporou loket-loket-symfýza

Obrázek 16 a, b: Poloha na čtyřech

Obrázek 17 a, b: Poloha tzv. medvěda

Obrázek 18. Poloha šikmého sedu s oporou o loket

3.4 Analýza a zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byly použity hodnoty MVIC jednotlivých osmi ukazatelů naměřené před začátkem a po ukončení šestitýdenního cvičebního programu. K tomuto účelu bylo vybráno statistické hodnocení pomocí metody párového t-testu (oboustranná varianta). Podmínkou k jeho správnému použití je eliminace odlehlých hodnot a průkaz normálnosti dat, který byl veden cestou šikmosti a špičatosti dat.

Pro porovnání průměrných hodnot MVIC mezi jednotlivými polohami předloktí před začátkem cvičebního programu jsme použili jednocestnou analýzu rozptylu (ANOVA). Předpoklady nutné pro správné použití ANOVy se shodují s předpoklady párového t-testu. Shodnost rozptylu jednotlivých výběrů navíc prokázal Leveneův test.

Výstupem t-testu a ANOVy je hladina významnosti p. Je-li hladina významnosti $p<0,05$, pak zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme alternativní. V případě přijetí alternativní hypotézy u metody ANOVA je vhodné dále použít metodu mnohonásobného porovnávání (LSD test) pro určení existence statisticky významných rozdílů jednotlivých výběrů.

Ke statistickému zpracování hodnot byl použit program Statistica 7 a Microsoft office Excel 2007.

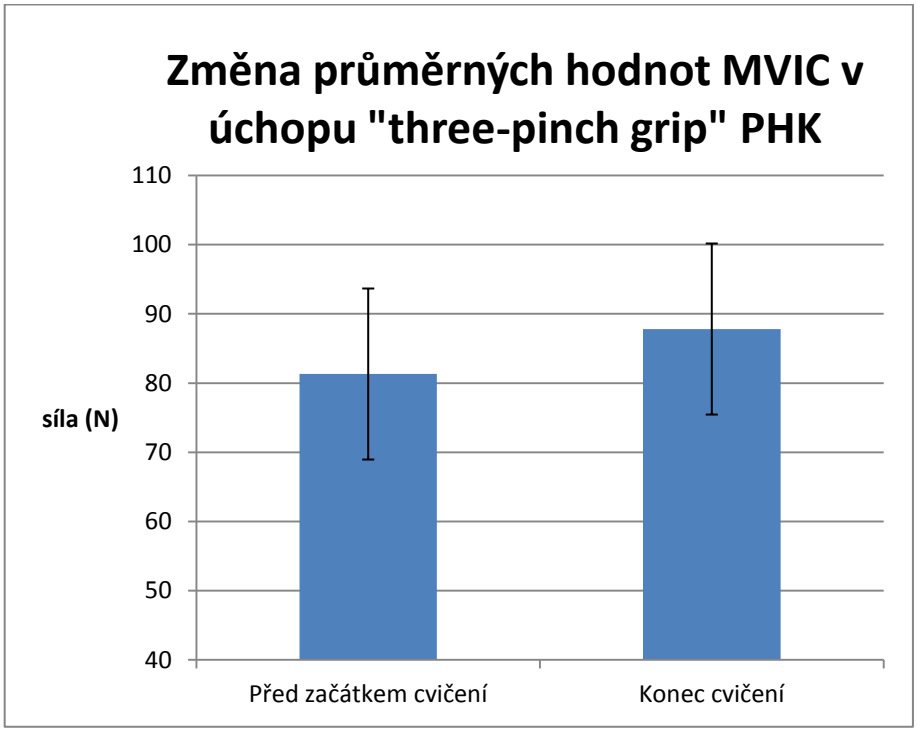
4 Výsledky

Změna byla vypočítána mezi průměrnou hodnotou MVIC vyšetřovaného souboru z prvního měření (vstupní měření, před začátkem cvičení) a průměrnou hodnotou MVIC ze závěrečného měření po ukončení šestitýdenního cvičení pro každou formu úchopu a horní končetinu. Pomocí oboustranné varianty párového t-testu byla vypočítána hladina významnosti p. Změna byla považována za signifikantní v případě, že $p < 0,05$. U hodnot hladiny významnosti p dosahujících velikosti řádově $x*10^{-5}$ a méně jsme zaokrouhlily hodnotu p na 0,0001.

4.1 Změna MVIC v úchopech

Tabulka 2. Změna MVIC v úchopu „three-pinch grip“ pro pravou horní končetinu

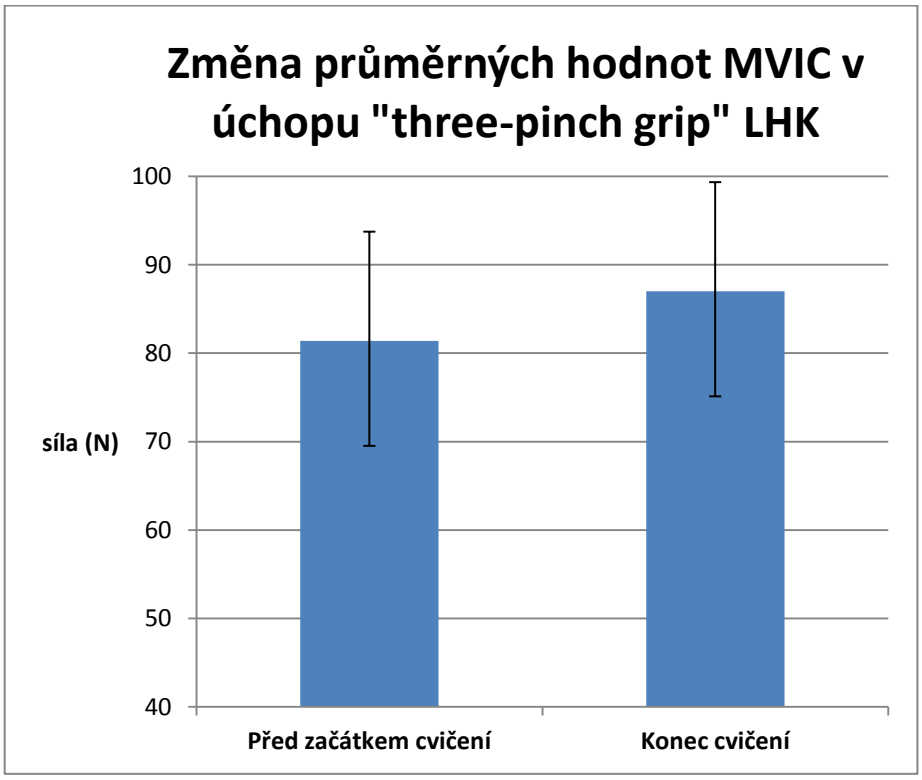
"three pinch grip" PHK	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	81,3	11,38	69 - 99	p=0,0001
Konec cvičení	87,8	12,35	74 - 107	



Obrázek 20. Změna průměrných hodnot MVIC – „three-pinch grip“ PHK

Tabulka 3. Změna MVIC v úchopu „three-pinch grip“ pro levou horní končetinu

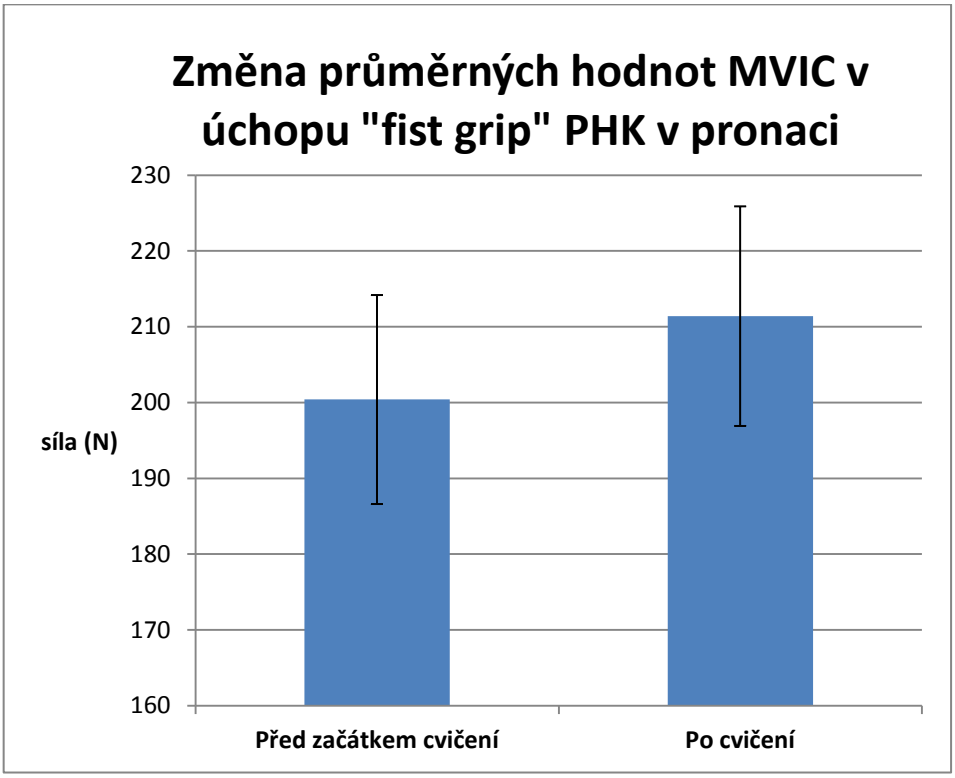
"three pinch grip" LHK	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	81,4	10,96	69 - 99	p=0,0001
Konec cvičení	87	11,87	74 - 107	



Obrázek 21. Změna průměrných hodnot MVIC – „three-pinch grip“ LHK

Tabulka 4. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v pronaci pro pravou horní končetinu

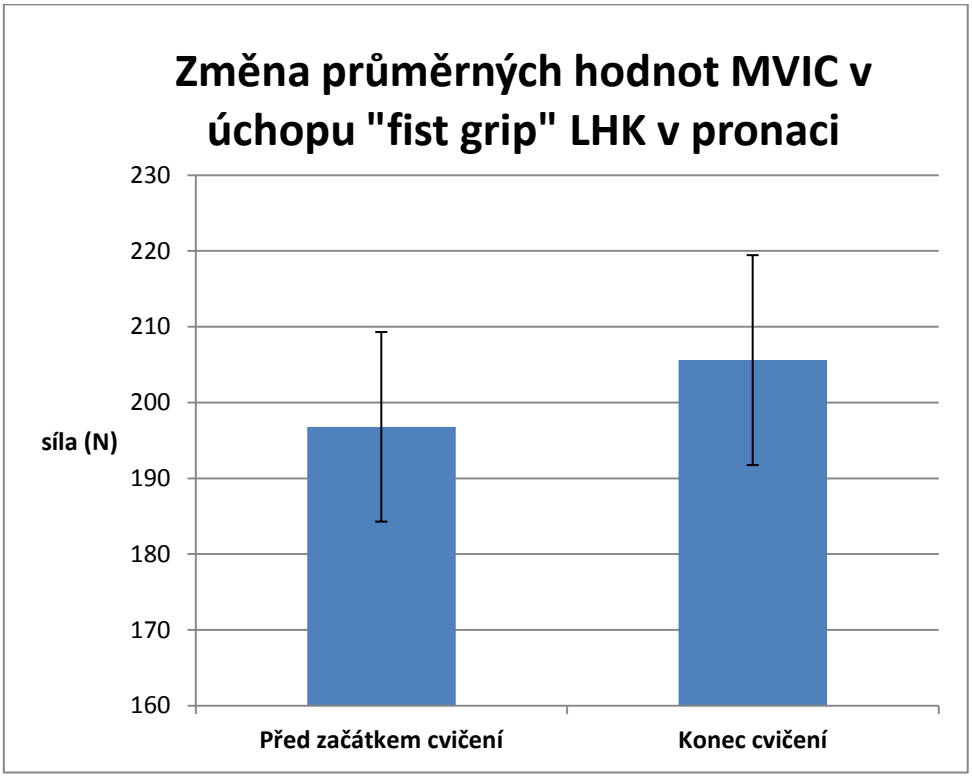
"fist grip" PHK v pronaci předloktí	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	200,4	13,79	180 - 226	p=0,0001
Konec cvičení	211,4	14,49	190 - 238	



Obrázek 22. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ PHK v pronaci

Tabulka 5. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v pronaci pro levou horní končetinu

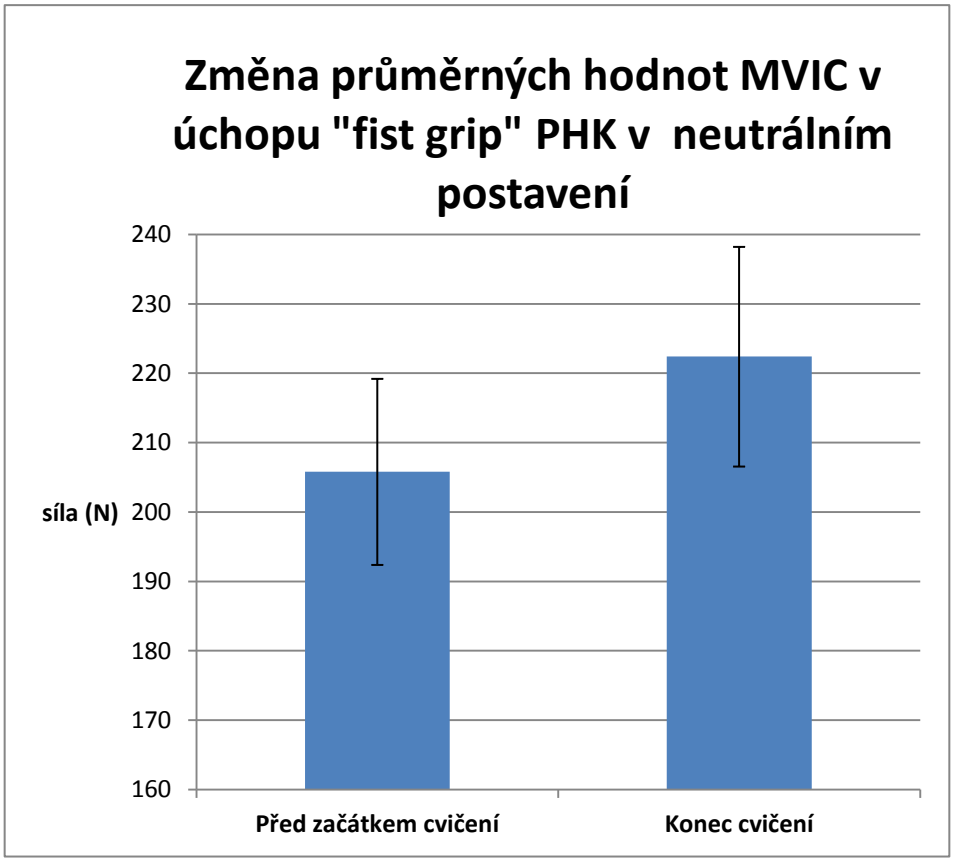
"fist grip" LHK v pronaci předloktí	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	196,8	12,51	178 - 218	p=0,0001
Konec cvičení	205,6	13,85	184 - 226	



Obrázek 23. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ LHK v pronaci

Tabulka 6. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v neutrálním postavení pro pravou horní končetinu

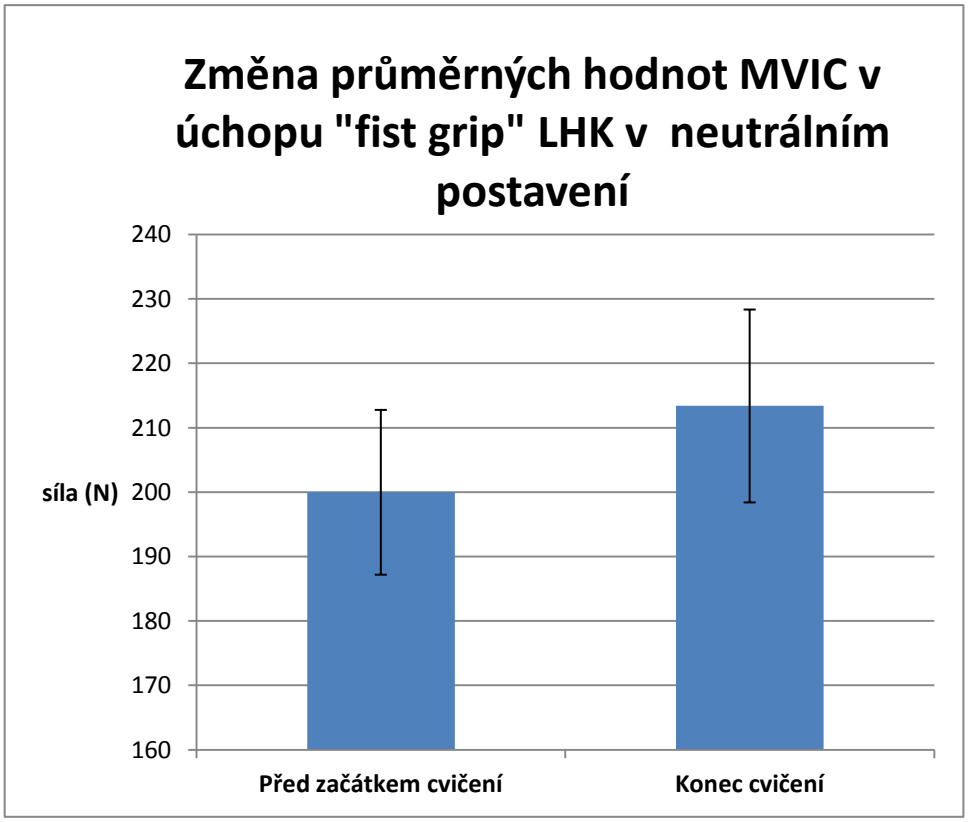
"fist grip" PHK v neutrálním postavení	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	205,8	13,41	188 - 232	p=0,0001
Konec cvičení	222,4	15,83	204 - 254	



Obrázek 24. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ PHK v neutrálním postavení

Tabulka 7. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v neutrálním postavení pro levou horní končetinu

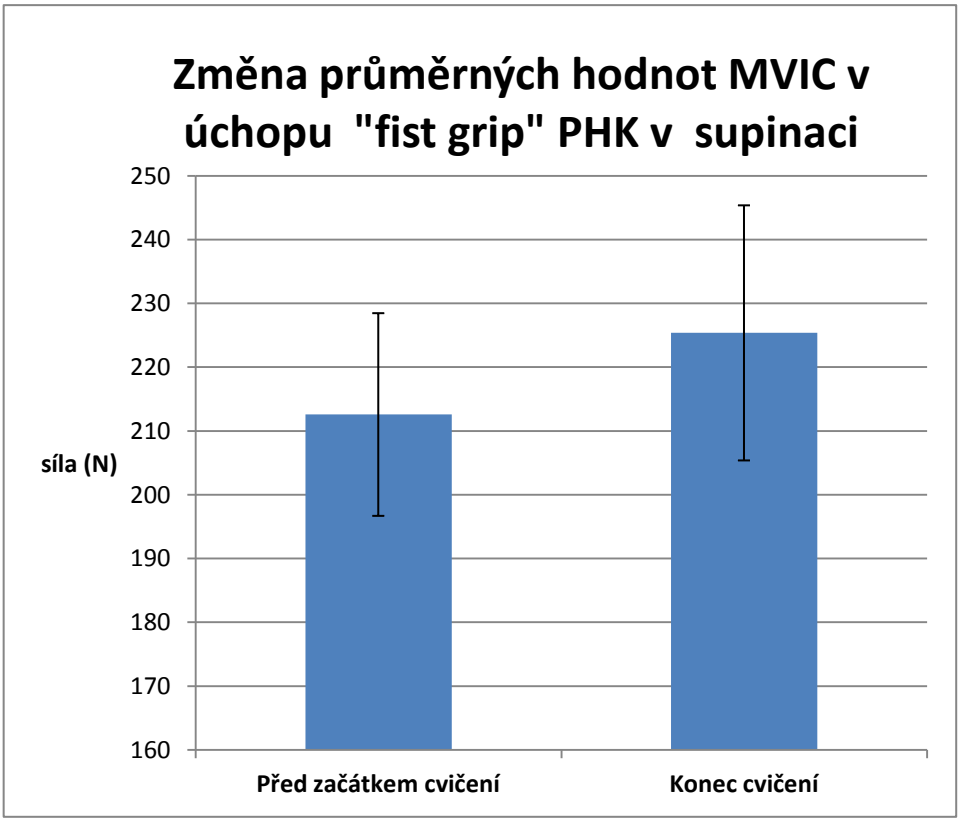
"fist grip" LHK v neutrálním postavení	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	200	12,79	182 - 224	p=0,0001
Konec cvičení	213,4	14,97	190 - 236	



Obrázek 25. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ LHK v neutrálním postavení

Tabulka 8. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v supinaci pro pravou horní končetinu

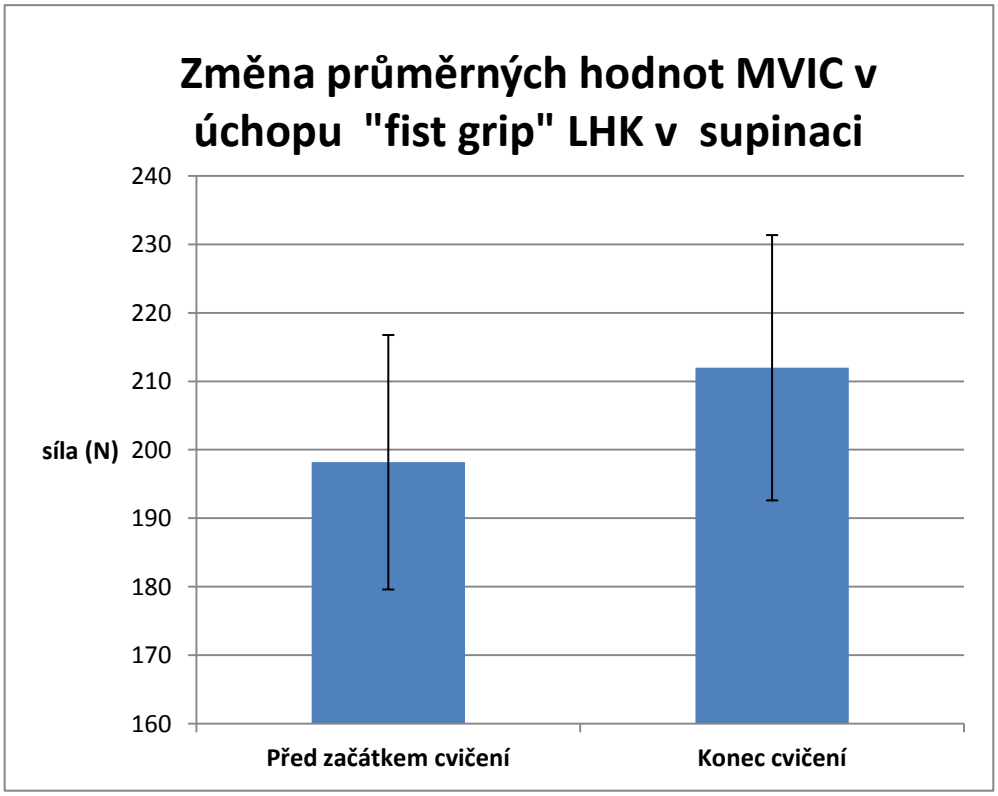
"fist grip" PHK v supinaci předloktí	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	212,6	15,89	190 - 228	p=0,0001
Konec cvičení	225,4	20	198 - 242	



Obrázek 26. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ PHK v supinaci

Tabulka 9. Změna MVIC v úchopu „fist grip“ s předloktím v supinaci pro levou horní končetinu

"fist grip" LHK v supinaci	Průměr (N)	SD	Rozpětí hodnot (N)	p
Před začátkem cvičení	198,2	18,58	180 - 228	p=0,0001
Konec cvičení	212	19,37	192 - 244	



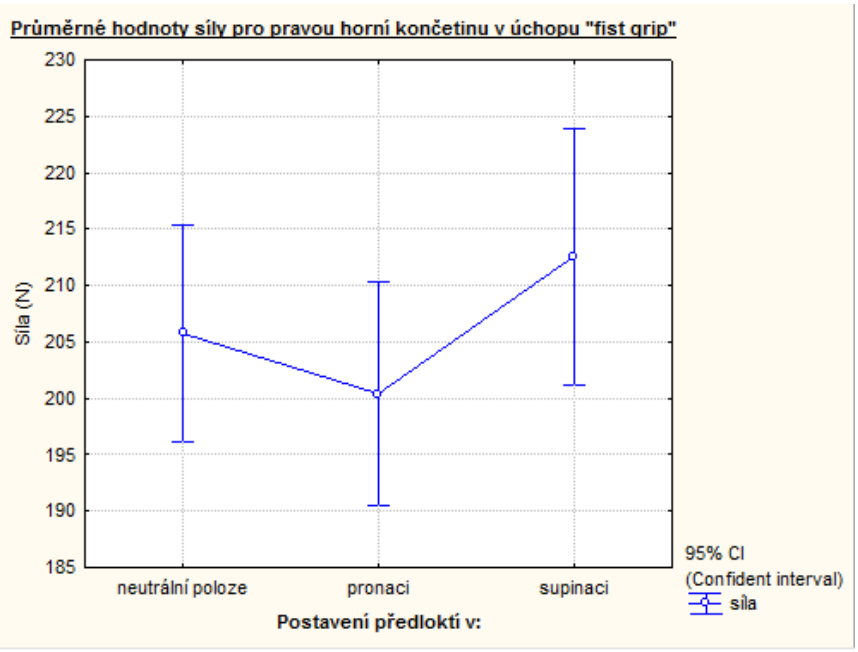
Obrázek 27. Změna průměrných hodnot MVIC – „fist pinch grip“ LHK v supinaci

Na základě výše uvedených výsledků zamítáme nulovou hypotézu (H_10) a přijímáme alternativní hypotézu (H_1A) - a jak to pro úchop „three-pinch grip“ pro pravou i levou horní, tak pro úchop „fist grip“ ve všech třech variantách postavení předloktí (pronace, neutrální postavení, supinace) pro pravou i levou horní končetinu.

4.2 Vliv polohy předloktí na sílu stisku pravé a levé horní končetiny

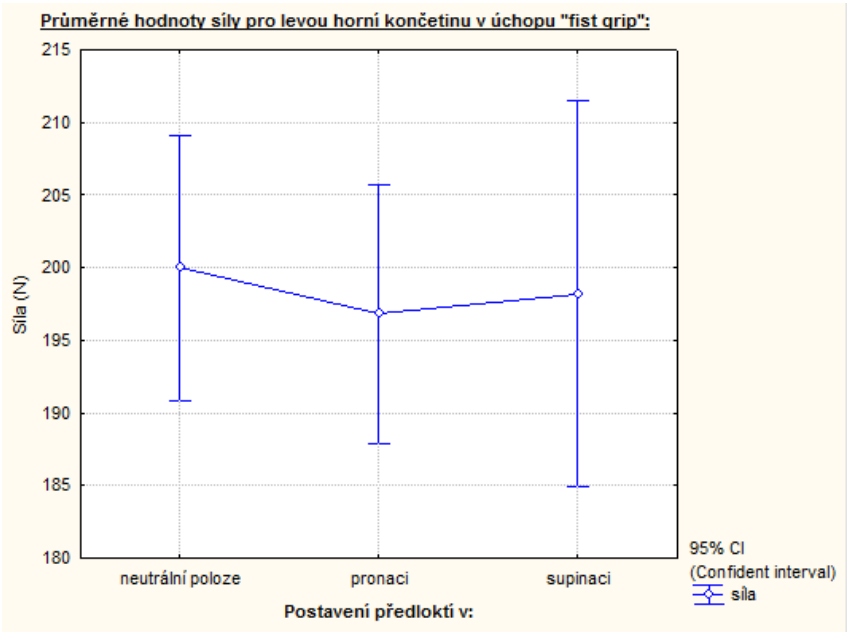
Tabulka 10. Průměrné hodnoty MVIC pro jednotlivé polohy předloktí před začátkem cvičení - PHK

Pravá horní končetina			
Poloha předloktí	pronace	neutrální	supinace
Průměrná síla (N)	200,4	205,8	212,6



Tabulka 11. Průměrné hodnoty MVIC pro jednotlivé polohy předloktí před začátkem cvičení - LHK

Levá horní končetina			
Poloha předloktí	pronace	neutrální	supinace
Průměrná síla (N)	196,8	200,0	198,2



Tabulka 12. Výsledky testu ANOVA pro porovnání průměrných hodnot MVIC mezi jednotlivými polohami

Horní kočetina	Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky
Pravá	p=0,184
Levá	p=0,891

Na základě výše uvedených výsledků nezamítáme nulovou hypotézu (H_20).

4.3 Výsledky testů posturální stabilizace

Tabulka 13.

Hodnocení stabilizace lopatky v testu kleku s oporou o dlaně				
	Před cvičením		Po cvičení	
	Levá HK	Pravá HK	Levá HK	Pravá HK
Probandka 1	+	+	-	+
Probandka 2	+	+	-	+
Probandka 3	+	+	+	+
Probandka 4	+	+	-	-
Probandka 5	+	+	+	-
Probandka 6	+	+	+	+
Probandka 7	+	+	+	+
Probandka 8	+	+	+	+
Probandka 9	+	+	+	+
Probandka 10	+	+	+	+

\+ pozitivita testu (projev insuficience stabilizace)

\- negativní test (optimalizace stabilizace)

Tabulka 14.

Hodnocení stabilizace lopatky v testu náklonu				
	Před cvičením		Po cvičení	
	Levá HK	Pravá HK	Levá HK	Pravá HK
Probandka 1	+	+	-	+
Probandka 2	+	+	-	-
Probandka 3	+	+	+	-
Probandka 4	+	-	-	-
Probandka 5	+	+	-	-
Probandka 6	-	-	-	-
Probandka 7	+	+	-	+
Probandka 8	+	+	-	-
Probandka 9	+	+	+	-
Probandka 10	-	+	-	-

\+ pozitivita testu (projev insuficience stabilizace)

\- negativní test (optimalizace stabilizace)

Tabulka 15.

Hodnocení stabilizace lopatky v testu polohy "medvěda"				
	Před cvičením		Po cvičení	
	Levá HK	Pravá HK	Levá HK	Pravá HK
Probandka 1	+	+	-	-
Probandka 2	+	+	-	+
Probandka 3	+	+	+	-
Probandka 4	+	+	-	-
Probandka 5	+	+	-	-
Probandka 6	+	+	-	+
Probandka 7	+	+	-	-
Probandka 8	+	-	-	-
Probandka 9	+	+	-	-
Probandka 10	+	+	-	-

\+ pozitivita testu (projev insuficience stabilizace)

\- negativní test (optimalizace stabilizace)

5 DISKUSE

Sílu stisku ruky lze kvantifikovat za použití ručního dynamometru jako měřícího zařízení. Z dostupné literatury je patrné, že se tento způsob měření ukázal jako vysoce spolehlivý (Fess, 1992), (Hamilton et al., 1992), (Lagerström, Nordgren, 1998), (Innes, 1999). Jeho výhody tkví zejména v časové a finanční dostupnosti, díky čemuž nalézá široké uplatnění v nejrůznějších medicínských i nemedicínských oborech (Fess, 1992), (Lagerström, Nordgren, 1998), (Innes, 1999), (Ashton, Myers, 2004). Řada studií poskytuje rozsáhlé soubory referenčních hodnot síly stisku ruky vztahujících se k pohlaví, věku, hmotnosti a dalším parametrům, s nimiž síla stisku ruky úzce koreluje (Bechtol, 1954), (Mathiowetz, 1985), (van der Beld et al., 2006). Získaná data plní důležitou úlohu v rámci diagnostických a terapeutických postupů řady klinických oborů. Jedná se ale také o důležitá auxologická a epidemiologická data (Bechtol, 1954), (Mathiowetz et al., 1985), (Petersen, 1989), (Innes, 1999). Vyšetření síly stisku ruky představuje rozsáhlou problematiku, která je dlouhodobě intenzivně studována už desítky let.

5.1 Problematika stabilizace

Síla stisku ruky je dána zejména synergickou spoluprací flexorů a extenzorů prstů a zápěstí. Zásadní je díky svému menšímu průřezu svalových vláken zejména adekvátní aktivita extenzorů, které se tak velkou měrou podílejí na stabilizaci zápěstí (Smith et al., 1996, 213). Vyvážená aktivita svalů předloktí se také podílí na stabilizaci loketního kloubu (Richards et al., 1997). Řada studií prokázala signifikantní vliv polohy v loketním kloubu na sílu stisku ruky. Kromě jedné z nich (Kattel, 1996) byly naměřeny největší hodnoty síly při nulové flexi v loketním kloubu (Kuzala, Vargo, 1992), (Su et al., 1994), (Oxford, 2000), (Parvatikar, Mukkannavar, 2009). Několik studií prokazuje také signifikantní vliv polohy ramenního kloubu na sílu stisku ruky (Kattel, 1996), (Mogk, Keir, 2003), (Parvatikar, Mukkannavar, 2009). Nicméně jen pár autorů se letmo zmiňuje o důležitosti stabilizace proximálního segmentu horní končetiny – tedy ramenního pletence a kloubu – pro vyvinutí maximální síly stisku ruky (Bechtol, 1954), (Richards et al., 1997), (Sisto, Dyson-Hudson, 2007). Zahraniční literatura se ve svém zkoumání věnuje tedy především různým polohám v jednotlivých kloubech a tomu, jaký tato poloha bude mít vliv na sílu stisku ruky. Tyto snahy většinou směřují ke zdůraznění významu unifikace a standardizace jedné vyšetřovací polohy pro získávání podobných hodnot při měření s možností jejich validního porovnávání (Richards, 1997), (Oxford, 2000), (Innes, 1999). Téma stabilizace tak zůstává stran zájmu, ačkoli

z funkčního hlediska má samotná schopnost stabilizace horní končetiny do určité míry větší význam než velikost hodnot síly naměřených dynamometrem (Sisto, Dyson-Hudson, 2007). Tento fakt zohledňuje i samotná American society of hand therapists (ASHT), která navrhla standardizovanou testovací pozici pro detekci síly stisku ruky. V této pozici definuje držení horní končetiny bez jakékoli opory lokte, předloktí či jiné části horní končetiny (Fess, 1992), (Ashton, Myers, 2004). Na základě informací dostupných z české literatury, které se věnují problematice stability a stabilizace (Suchomel, 2006), (Kolář, 2009), víme, že i samotná dynamická stabilizace pletence ramenního se děje vždy v návaznosti na globální stabilizační vzor celého těla. Kolář zdůrazňuje skutečnost, že předpokladem jakéhokoliv cíleného pohybu je úponová stabilizace svalů, který daný pohyb vykonávají. Aktivita svalů nutných pro stabilizaci daného segmentu dále iradiuje do úponově provázaných oblastí, a tak dochází fyziologicky na podkladě svalových stabilizačních řetězců k adekvátnímu posturálnímu zajištění (Kolář, 2009), (Šafářová, Kolář, 2010). Z hlediska těchto funkčních souvislostí je proto zásadní zejména sagitální stabilizace osového orgánu (především v bederní oblasti). Ta je dána souhrou extenzorů páteře a nitrobřišního tlaku regulovaného synchronní aktivitou bránice, pánevního dna a břišních svalů. Tato koordinovaná stabilizační aktivita svalů se řetězí, v čemž hrají důležitou roli také šikmé břišní svalové řetězce. Dochází tak k fixaci dolních žeber a vytvoření punctum fixum pro zapojení m. serratus anterior do funkce, díky čemuž se mohou uplatnit další svalové souhry důležité jak pro dynamickou stabilizaci v oblasti lopatky, tak pro napřímení hrudní páteře (Suchomel, 2006), (Čápová, 2008), (Kolář, 2009). Na základě této funkční provázanosti, která tvoří teoretické východisko našeho uvažování, se domníváme, že kvalita posturálně stabilizačních funkcí proximální oblasti horní končetiny má důležitý vliv na schopnost vyvinutí maximální sílu stisku ruky. Je však nutné se z biomechanického hlediska neomezovat pouze na stabilizaci jednotlivých kloubů horní končetiny, jak se klasicky uvádí v literatuře z oblasti kineziologie (Smith et al., 1996), (Neumann, 2002).

5.2 Vliv proximální dynamické stabilizace

K signifikantnímu zvýšení průměrných hodnot MVIC došlo u všech osmi sledovaných ukazatelů (viz tabulka 2-9). Za příčinu tohoto nárůstu považujeme výše zmíněné zkvalitnění stabilizačních funkcí v oblasti ramenních pletenců, k jejichž ovlivnění jsme s ohledem na silovou a koordinační náročnost vybrali čtyři polohy, které se vyskytují v průběhu fyziologické motorické ontogeneze člověka, a jejichž součástí je strategie proximální dynamické stabilizace

pletenců ramenních. Obecnou platformu cvičení, z níž jsme při výběru cviků vycházeli, představuje koncept DNS. Všechny probandky cvičily stejné cviky vymezené cvičební jednotkou. Tato uniformita cvičení, nezbytná pro vzájemné porovnání naměřených hodnot síly stisku ruky jednotlivých probandek, je však částečně v rozporu s některými obecnými nácvikovými principy technik DNS. Za normálních okolností bychom totiž paušálně neaplikovali na deset pacientek stejnou baterii cviků s ohledem na skutečnost, že každá z nich má své specifické nedostatky v rámci posturálního zajištění a každá reaguje jinak na změny posturální situace. Právě s přihlédnutím k individuálním nedostatkům ve stabilizačních funkcích v rámci globálních svalových souher nemusely být pro probandky některé cvičební polohy dostatečně stimulující a naopak v některých případech mohla být jejich náročnost neadekvátní s tendencí k nástupu náhradních stabilizačních mechanismů do funkce. To úzce souvisí s paralelním použitím posturálně nižších a vyšších poloh v rámci jedné cvičební baterie už od prvního týdne cvičení, kdy se často stávalo, že různé cvičební polohy představovaly pro některé probandky nadlimitní zátěž. Tato situace se však viditelně zlepšovala s přibývajícím cvičením a pravidelnou korekcí cvičebních poloh terapeutem. Setkávali jsme se rovněž i s případy, kdy bylo pro probandky snazší zaujmout posturálně vyšší polohu. I přes zmíněné dílčí nedostatky jsme se v rámci dané cvičební polohy snažili vždy o maximálníní kvalitu náboru svalů do posturálně stabilizační funkce. V souvislosti s výše uvedenými "problémy" se nabízí otázka, zdali by se individuální cvičební plán „šitý" přímo na míru možnostem probandky, odrazil nějak výrazněji i na naměřených hodnotách síly stisku ruky.

Jako doplněk pro posouzení případného zlepšení kvality stabilizačních funkcí jsme využili možnosti orientačního hodnocení prostřednictvím testů stabilizačních funkcí**.** Probandky byly hodnoceny ještě před úplným začátkem a následné po ukončení celého cvičebního programu. Výsledky tří testů stabilizačních funkcí po skončení šestitýdenního cvičení (viz tabulky 13, 14, 15) poukazují na zlepšení či optimalizaci stabilizačních funkcí především v testu náklonu (všech 10 probandek) a testu polohy „medvěda" (všech 10 probandek), které do značné míry korespondují s cvičebními polohami vybranými v této studii. Z těchto výsledků lze usuzovat na schopnost uplatnění dynamických stabilizačních souher pletence ramenního alespoň ve dvou posturálních situacích. Naopak test kleku s oporou o dlaně a nataženými horními končetinami vykazoval větší „rezistenci" vůči zlepšení (většinou jen parciální zlepšení zaznamenáno u 4 probandek z 10). Domníváme se, že se tato posturální situace mohla jevit probandkám jako nová s velkými nároky především na sagitální

stabilizaci trupu, které nebyly schopny v adekvátní míře dosáhnout, což se v rámci stabilizačních svalových souher projevilo i na kvalitě stabilizace pletencových oblastí. Zmíněné výsledky hodnocení, které v principech vychází především z popisu Koláře, Voráčové a Šafářové (Kolář, 2006, s. 639), (Kolář, 2009, s. 55, 56), (Voráčová, Šafářová, 2011, s. 31-38), jsou však subjektivní a zároveň zatížené chybou v podobě hodnocení pouze prostřednictvím jednoho vyšetřujícího. I proto jim přisuzujeme spíše jen význam doplňujícího informačního charakteru.

Vedle vlivu kvality stabilizačních funkcí na sílu akrálních svalů nelze v případě zvolených cvičebních poloh vyloučit ani určitý vliv adaptace svalů ruky a předloktí na silovou zátěž formou izometrické svalové práce. Myslíme tím polohy na čtyřech a tzv. medvěda, které oproti dvěma zbývajícím reprezentují v rámci motorické ontogeneze posturálně vyšší polohy, v nichž se skrze kvalitní oporu na akrech horní končetiny aktivně podílí na udržení polohy svalstvo celé horní končetiny (tedy i ruky a předloktí). Tuto skutečnost podporuje i dotazníkové hodnocení probandek, které ukázalo, že v 7 případech byla za silově nejnáročnější polohu zvolena právě poloha tzv. medvěda a ve zbývajících třech případech poloha na čtyřech. Celkový vliv na zvýšení silových schopností lze jen obtížně predikovat, nicméně při takovýchto úvahách je nutné zohlednit charakter prováděné svalové práce, nízký počet opakování v rámci jednoho cviku (polohy) a minimální progresi (změnu) zátěže a dalších tréninkových proměnných v rámci cvičebního protokolu.

Vzhledem k charakteru naší práce bylo obtížné nalézt relevantní informační zdroje, s nimiž bychom mohli výsledky naší práce alespoň částečně porovnat. Validní porovnání výsledků komplikuje řada faktorů. Dosáhnout tak shody v charakteru cvičení, jednotlivých atributech testovacího protokolu, typu použitého dynamometru a základních charakteristikách vyšetřovaného souboru je prakticky nemožné. Celkově se nám podařilo najít pouze tři studie dokumentující vliv cvičení (terapeutické intervence) na sílu stisku ruky. Ve dvou případech se jednalo o využití odporového tréninku (Thomas et al., 2007), (Sahlberg et al., 2008) a v jednom o komplexní jógová cvičení (Dash, Telles, 2001). Dvě z nich se však věnují pacientům s diagnózou cystické fibrózy a revmatoidní artritidy, takže nemohly být pro naše účely využity. Zbývá nám proto jen jediné srovnání, a to s prací skandinávských autorů Thomase et al. (Thomas et al., 2007), kteří sledovali právě efekt odporového tréninku cíleného nespecificky na svalstvo celé horní končetinu. Síla svalů předloktí a ruky, podílející se zásadní měrou na velikosti síly stisku ručního dynamometru, tak nebyla ovlivňována analyticky v rámci jednoho kloubního spojení, ale cvičením globálního charakteru

využívajícím jako zátěž hmotnost vlastního těla bez přídatných odporů a využití přístrojového vybavení, což představuje určitou paralelu s koncepcí naší studie. Součástí zkoumaného souboru Thomase et al. byla skupina 27 žen, rozdělná na tréninkovou (n=15) a kontrolní skupinu (n=12), vykazujících podobné charakteristiky (průměrný věk 24,6 ± 2,6 roků, výška 168,2 ± 4,3 cm, hmotnost 60,6 ± 7,5 kg) jako probandky naší studie. Cvičební program se lišil jak celkovou délkou cvičení, které trvalo osm týdnů (a bylo tedy delší než v našem případě), tak délkou cvičební jednotky, která byla naopak oproti naší studii méně intenzivní a trvala kolem 10-15 minut 3x týdně. Zajímavé jsou ale jejich výsledky, kdy došlo k signifikantnímu nárůstu průměrných hodnot MVIC po osmitýdenním tréninku, nicméně jen v případě pravé horní končetiny, zatímco v naší studii jsme pro danou neutrální polohu předloktí zaznamenali signifikantní nárůst maximální síly u obou horních končetin. Autoři tento výsledek (respektive jeho asymetrii) připisují bez dalšího komentáře pouze možnému vlivu dominance pravé horní končetiny. Dalším důvodem může být i nízká compliance probandek ke cvičení. Bohužel adekvátní porovnání nedovoluje zejména použití rozdílné vyšetřovací polohy (využití opěrkou pro loket a předloktí umístěné na stole spolu s dynamometrem) a dynamometru (v jejich případě elektrického značky Grippit). Tyto dva faktory mohou být patrně i příčinou velmi rozdílných průměrných hodnot MVIC naměřených Thomasem a kolegy (322,4 N pro PHK a 300,8 N pro LHK před začátkem cvičení), oproti hodnotám naměřeným v naší studii (205,8 N pro PHK a 200 N pro LHK před začátkem cvičení). Pokud ale opomeneme rozdíly v numerických hodnotách, dospěli autoři k závěru, že na síle stisku ruky se podílí celá horní končetina, která funguje jako propojený komplexní systém, což představuje v naší koncepci jeden z důležitých dílčích elementů celkového globálního modelu svalových souher.

5.3 Vyšetřovaná poloha pro sílu stisku ruky

Dosavadní hodnocení výsledků cvičení zásadně souvisí také s volbou testovací polohy použité pro stisk ručního dynamometru. Mezi jednoznačně nejdiskutovanější, nejpoužívanější a nejvíce prostudovanou polohu pro vyšetření síly stisku ruky ve světě patří standardizovaná poloha doporučovaná American Society of Hand Therapists (Fess, 1992), (Mathiowetz, 1995), (Innes, 1999). Z našeho pohledu je popis této pozice nedostatečný a může být pro praxi i poněkud zavádějící. Zásadní pozornost se v něm celkem logicky věnuje zejména přípustnému úhlovému nastavení kloubů horní končetiny, která je držena vyšetřovanou osobou bez možnosti podpěry. Popis celkového držení těla se omezuje pouze na kusé

informace – jedná se o sed na židli s rovným opěradlem a chodily dotýkajícími se podlahy. Teoreticky bychom tak mohli splňovat výše uvedené požadavky i vsedě s předsunutým držením hlavy a s rameny v postavení v elevaci. Daný popis testovací polohy umožňuje určitý prostor pro vlastní modifikaci sedu a jeho jednotlivých parametrů. Ovlivněna tak může být zejména celková kvalita posturálního zajištění sedu. Ta může mít dle našeho názoru vliv na naměřené hodnoty síly stisku. Zda by však tento vliv byl signifikantní, se lze jen domnívat, jelikož zahraniční literatura se těmito „nuancemi“ v rámci držení těla v testovací poloze nevěnuje. Pro naše potřeby testování síly stisku ruky jsme za respektování základních požadavků stanovených ASHT vytvořili „vlastní verzi“ vyšetřovací polohy. Vznikla tak poloha vycházející z podoby Brüggerova sedu s modifikací podle Koláře (Kolář, 2009). Cílem této modifikace bylo poskytnout tělu prostor pro aktivaci stabilizačních svalových souher. Domníváme se totiž, že tento globální posturální vzor, který má testovací poloha představovat, zachytí a reflektuje kvalitu a dynamiku změny stabilizačních funkcí, stejně tak jako jejich podíl na zvýšení maximální síly stisku ruky lépe, než je tomu v případě „klasického“ sedu.

5.4 Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky

Statistické zpracování dat nepotvrdilo signifikantní rozdíl mezi jednotlivými polohami předloktí (neutrální postavení, pronace a supinace) pro pravou ($p=0,184$) a levou ($p=0,891$) horní končetinu. Ačkoli se nejedná o signifikantní rozdíly, největší průměrné hodnoty MVIC byly v případě pravé horní končetiny dosaženy v supinačním postavení předloktí (viz obr), zatímco u levé horní končetiny to bylo při poloze neutrální (viz obr). U pravé i levé horní končetiny dosahovala nejmenších průměrných hodnot MVIC poloha předloktí v pronaci. Tyto informace se částečně shodují se závěrem studie Richardse et al., kteří naměřili nejvyšší průměrné hodnoty MVIC u žen v supinační poloze předloktí a nejnižší v pronační poloze pro obě horní končetiny. Signifikantní rozdíl byl naměřen mezi pronací a každou ze zbývajících dvou pozic v případě obou horních končetin (Richards et al., 1996). De Smet et al. ve své studii potvrdili signifikantní rozdíl mezi pronací vůči supinaci i vůči neutrálnímu postavení. Testovali věkové příbuznou skupinu 20 žen (22,9 let), ale pouze na pravé horní končetině. Rozdíl ve výsledcích může být dán výchozím postavením předloktí při měření, kdy De Smet et al. testovali v maximální pronaci, zatímco v našem případě se jednalo o pronaci v rozsahu 40-60°. Richards et al. testovací pozici pronace blíže nespecifikují. Klesající tendence hodnot MVIC ze supinace do pronace má patrně své anatomicko-biomechanické zdůvodnění.

Vyvinutí maximální síly (či kontrakce) je mimo jiné i záležitostí optimální délky svalu pro stah, a proto jakékoliv zkrácení či prodloužení svalu nad určitou mez tuto schopnost negativně ovlivňuje (Brown, 2008). Změna délky svalů se týká i pohybu předloktí do pronace a supinace. V supinačním postavení jsou svaly ventrální strany předloktí v pozici výhodné pro maximální kontrakci. Naopak pronační postavení zkracuje délku a snižuje tak schopnost vyvinutí maximální kontrakce. Nedochází ale jen ke změně délky svalů, mění se také potenciál vzájemné synergické spolupráce ventrálních a dorzálních svalů předloktí, která je zásadní právě pro stabilizaci zápěstí a dosažení co nejsilnějšího stisku ruky (Neumann, 2008). Během pronace se schopnost synergické spolupráce těchto svalových skupin snižuje stejně jako síla stisku ruky (LaStayo et al., 1995), (Richards et al., 1999). Uvedený mechanismus by vysvětloval i velikost naměřených průměrných hodnot MVIC pro jednotlivé pozice předloktí v naší studii.

5.5 Reliabilita měřícího zařízení a možnost využití normativních dat

Důležitou problematiku představuje i reliabilita měření dynamometru značky CITEC CT 3001, který jsme v naší studii použili pro potřeby měření síly stisku ruky. V dostupných studiích byla reliabilita měření přístroje testována především u neurologických pacientů většinou dětského věku (Beenaker et al, 2001), (Merlini et al, 2002), (Merlini et al., 2003) a další. Merlini se spolupracovníky prokázali vysoký vnitrotřídní korelační koeficient u tzv. interrater reliability pro měření síly na horních končetinách (Merlini et al., 2002). Nicméně stanovení reliability měření pro zdravou populaci žen, v podobném věkovém rozmezí jako v případě vyšetřovaného souboru naší studie, pro dynamometr CITEC CT 3001 postrádáme. Stejně tak pro tento dynamometr chybí přítomnost referenčních hodnot (normativních dat), s kterými bychom mohli srovnat námi naměřené hodnoty pro zdravou populaci žen v podobném věkovém rozmezí. Jako jediné referenční hodnoty jsou k dispozici normy dětské populace ve věku od 4 do 16 let a pouze pro stisk úchopem „three-pinch“ (Beenakker et al., 2001). Proto zatím patrně jako jediná studie prezentujeme hodnoty MVIC pro zdravou populaci žen ve věku od 18 do 25 let naměřené dynamometrem CITEC CT 3001, i když jen v omezeném vzorku 10 žen.

Existuje však řada prací obsahujících normativní data získaná pro standardizovaný ruční hydraulický dynamometr Jamar. V tomto ohledu poskytuje cenné informace přehledový článek od Innes, který uvádí normativní hodnoty pro „fist grip“ měřené v standardní pozici

doporučované ASHT u zdravých žen ve věku 20 let (Innes, 1999, s. 127). Celkem šest studií z různých zemí světa (Austrálie, Finsko, Německo, Nový Zéland, Spojené státy americké, Velká Británie) z let 1982 až 1997 udává pro dominantní horní končetinu průměrné hodnoty naměřených MVIC v rozpětí od 29 do 35,6 kg. Po převedení na jednotky newton získáme hodnoty jednotlivých studií v rozsahu od 284,4 do 349,1 N. V novější práci z roku 2011, poskytující normativní data australské populace, nalézáme u žen ve věkovém rozmezí 20 až 29 let průměrnou hodnotu MVIC pro dominantní pravou horní končetinu 294,1 N (Massy-Westroop et al., 2011). Zmiňované hodnoty jsou ve většině případů získány prostřednictvím standardizované vyšetřovací polohy. V porovnání s těmito zahraničními studiemi jsou hodnoty MVIC, které jsme naměřili v neutrální pozici předloktí pro pravou horní končetinu (dominantní u 9 probandek) před začátkem cvičení, podstatně nižší a činí průměrně 205,8 N. Vysvětlením příčin těchto velkých rozdílů naměřených průměrných hodnot MVIC může být skutečnost, že se naměřené hodnoty MVIC u různých typů dynamometrů mohou výrazně lišit (Roman-Liu, 2003), (Massy-Westroop et al., 2004). Další příčinou vzniklé diskrepance může být i vytvoření modifikované testovací polohy pro měření síly stisku, přestože v obecné rovině splňuje požadavky kladené ASHT, a navíc bychom díky zohlednění stabilizačních funkcí v držení těla předpokládali dosažení vyšších hodnot MVIC. Situaci celkově komplikují i velké rozdíly průměrných hodnot MVIC v rámci jednotlivých národů, kdy rozdíl mezi daty získanými ve Velké Británii (Gilbertson et al., 1994) a na Novém Zélandě (Butler, 1997) činí 64,7 N. Ashton a Myers považují celkově možnosti využití normativních dat za omezené (Ashton, Myers, 2004).

5.6 Faktory ovlivňující sílu stisku ruky

Velikost síly stisku ruky ovlivňuje řada faktorů. Rozsáhle populační studie (Bechtol, 1954), (Mathiowetz, 1985), (Mathiowetz et al., 1996), (Massy-Westropp et al., 2011) poukazují především na signifikantní vliv pohlaví, věku, výšky, hmotnosti a BMI. Abychom nepracovali s potenciálně příliš velkým rozptylem výchozích hodnot MVIC stisku ruky, snažili jsme se v rámci zmíněných charakteristik vytvořit co nejvíce homogenní skupinu probandek z hlediska věku, hmotnosti, výšky a BMI. Nicméně i přesto uvádí Bechtol důležitý vliv dědičných faktorů, které mohou zásadní měrou ovlivnit naměřené hodnoty nezávisle na vlivu výše zmiňovaných charakteristik (Bechtol, 1954). Možný vliv tréninku (Bechtol, 1954), (Fagarasan, Kumar, 2004) na hodnoty MVIC na začátku či v průběhu cvičení jsme eliminovali výběrem netrénovaných probandek.

Dále je řada faktorů, které ovlivňují velikost hodnot MVIC stisku ruky v průběhu jejího měření. Vliv testovací polohy (Innes, 1999), (Roman-Liu, 2003) jsme eliminovali použitím stejné výchozí testovací polohy v případě každého měření. Vliv vzdálenosti stiskaných ploch (Ruiz-Ruiz et al., 2002), (Watanabe et al., 2005) jsme eliminovali použitím stejných aplikátorů. Navíc měřící zařízení použité v naší studii, na rozdíl od těch zahraničních, změnu nastavení vzdálenosti stiskaných ploch neumožňuje. Vliv motivace probandek a intenzity povzbuzování terapeuta (McNair, 1996) v průběhu vyšetření síly stisku nelze vyloučit.

5.7 Limity studie

Limity této studie představuje v první řadě velikost a charakteristika vyšetřovaného soubor. Celkový počet 10 probandek reprezentuje pouze malý vzorek. Jednalo se o soubor mladých, zdravých a netrénovaných žen, přičemž v sedmi případech šlo o studentky oboru fyzioterapie. Jejich získané vědomosti o lidském těle a jeho chování, kvalita somatognozie, vnímání pokynů a spolupráce s fyzioterapeutem se tak lišily od běžné populace a představovaly nezanedbatelné facilitační prvky cvičebního procesu. Samozřejmě tím nechceme implicitně odkazovat na vyšší kvalitu zmíněných atributů v případě studentek fyzioterapie, ale z vlastní klinické zkušenosti je považujeme za prvek, který se významně podílí na kvalitě provedení cvičení, které v našem případě navíc vykazovalo podle subjektivního hodnocení probandek velkou koordinační náročnost. Všechny výše uvedené skutečnosti považujeme spolu s motivací probandek (vysoká compliance ke cvičení u velké části probandek - viz přílohy) za limity studie, které nám nedovolují generalizovat získané výsledky na širší populaci. Bylo by proto zajímavé sledovat zda bychom stejného závěru, a sice signifikantního zvýšení síly akrálních svalů prostřednictvím stabilizačního efektu cvičení ve vývojových polohách, mohli dosáhnout i v případě vzorku mužské populace, jiné věkové kategorie, u trénovaných sportovců nebo v případech u osob s postižením pohybového aparátu.

Závěry

- Po šestitýdenním cvičení využívajícím dynamické stabilizační strategie pletenců ramenních došlo k signifikantnímu zvýšení průměrných hodnot MVIC ve všech třech variantách úchopu „fist grip“ pro obě horní končetiny.
- Po šestitýdenním cvičení využívajícím dynamické stabilizační strategie pletenců ramenních došlo k signifikantnímu zvýšení průměrných hodnot MVIC v úchopu „three-pinch grip“ pro obě horní končetiny.
- Vliv polohy předloktí na sílu stisku ruky v úchopu „fist grip“ před začátkem terapie nebyl prokázán na žádnou horní končetinu.
- Z uvedených výsledků usuzujeme na pozitivní vliv proximální dynamické stabilizace na sílu akrálních svalů horní končetiny.

Referenční seznam

ASHTON, LA.; MYERS, S. Serial grip strength testing – its role in assessment of wrist and hand disability. *The internet journal of surgery*. 2004 vol. 5, no. 2. ISSN 1528-8242.

BAGG, SD.; FORREST, WJ. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *American journal of physical medicine*. 1986, vol. 65, no. 3, pp. 111-124. ISSN 0894-9115.

BALLINGER, C.; ADAMS, J. Hand exercise leads to modest improvement in grip and pinch strength, but no difference in hand function, pain, stiffness or dexterity in older people with hand osteoarthritis. *Australian occupational therapy journal*. 2010, vol. 57, no. 1, pp. 68-69. ISSN 1440-1630.

BECHTOL, CD. Use of dynamometr with adjustable handle spacing. *The journal of bone and joint sugery*. 1954. vol. 36a, no. 4, pp. 820-824. ISSN 1938-0658.

BEENAKKER, EAC. et al. Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4–16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscular disorders*. 2001, vol. 11, no. 5, pp. 441-446. ISSN 0960-8966.

BROWN, DA. Muscle: The ultimate force generator in the body. In NEUMANN, D. A. *Kinesiology of the musculosceletal system*: *Foundations for physical rehabilitation*. The Pensylvania State university. Human kinetics. 2008. 41-55 pp. ISBN-13 978-0-6151-6349-7.

CROSBY, CA.; WENBE, MA.; MAWR,B. Hand strength: normative values. *Journal of hand surgery (Am).* 1994, vol. 19, no. 4, pp. 665-670. ISSN 1531-6564.

ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept: bazální programy a podprogramy*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2008. 117 s. ISBN 978-80-7329-180-8.

ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada publishing, 2006. s. 516. ISBN 80-7169-970-5.

DAVID, G. et al. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations ofthe glenohumeral joint. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. vol. 15, no. 2, pp. 95-102. ISSN 0268-0033:

DASH, M.; TELLES, S. Improvement in hand grip strength in normal volunteers and rheumatoid arthritis patients following yoga training. *Indian journal of physiology and pharmacology*. 2001, vol. 45, no. 3, pp. 355-360. ISSN 0019-5419.

DE JONGE, XAKJ. et al. The influence of menstrual cycle phase on skeletal muscle contractile characteristics in humans. *The journal of physiology*. 2001, vol. 501, no. 1, pp.161-166. ISSN 1469-7793.

DE SMET, L.;TIREZ, B.; STAPPAERTS, K. Effect of forearm rotation on grip strength. *Acta Orthopaedica Belgica*. 1998, vol. 64, no. 4, pp. 360-362. ISSN 0001-6462.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 2007. 192 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

EAKIN, CL. et al.. Biceps tendon disorders in athletes. *Journal of the American Academy of orthopaedics surgeon.* 1999, vol. 7, no. 5, pp. 300-310. ISSN 1067-151X.

FAGARASAN, M. Hand strength. In KUMAR, S. *Muscle strength.* 1st. United States: CRC Press. 2004. 177-212 s. ISBN 0-415-36953-3.

FESS, E. Grip strength. In: American Society of Hand Therapists, Clinical assessment recommendations. 2nd ed. Garner, NC: American Society of Hand Therapists; 1992. p. 41–45.

FRIDÉN, C.; HIRSCHBERG, AL.; SAARTOK, T. Muscle strength and endurance do not significantly vary across 3 phases of the menstrual cycle in moderately active premenopausal women. *Clinical journal of sport medicine*: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine. 2003, vol. 13, no. 4, pp. 238-241. ISSN 1536-3724.

GIACOMO, DI G. *Atlas of functional shoulder anatomy.* 1st. Italy: Springer-Verlag Italia, 248 s. ISBN 978-88-470-0758-1

GALLUP, AC.; WHITE, DD.; GALLUP, GG. Handgrip strength predicts sexual behavior, body morphology, and aggression in male college students. *Evolution and Human Behavior*. 2007, vol. 28, no.6, pp. 423–429. ISSN 1090-5138.

GIACOMO, DI G. et al. *Atlas of functional shoulder anatomy*. 1st, Italy: Springer-Verlag, 2008. pp. 248. ISBN 978-88-470-0758-1.

HABERMEYER, P et al: Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik der langen Bizepssehne. *Unfallchirurgie*. 1987, roč. 90, s. 319-329. ISSN 0340-2469.

HARKONEN R. et al. Accuracy of the Jamar dynamometer. *Journal of Hand Therapy.* 1993, vol. 16, no. 6, 259-262. ISSN 0894-1130.

HARRYMAN, DT. et al. : The role of the rotator interval capsule in passive motion and stability of the shoulder. *Journal of bone and joint surgery (Am).* 1992, vol. 74, no. 1, pp. 53-56. ISSN 1535-1386.

HUANG, S. et al. Measuring factors affecting grip strength in a Taiwan Chinese population and a comparison with a consolidated norms. *Applied Ergonomics*. vol. 40, no. 4, pp. 811-815. ISSN 0003-6870.

INNES, E. Handgrip strength testing: a review of the literature. *Australian occupational therapy journal*. 1999. vol. 46, no. 3, pp. 120-140. ISSN 1440-1630.

ITOI, E.; MORREY, BF.; AN, KN. Biomechanics of the shoulder. In ROCKWOOD, CA; MATSEN, FA. et al. *The Shoulder*. 4th. United States: Saunders, 2009. s. 213-266. ISBN 978-1416034278.

JANURA, M. Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11, č. 1, s. 33-39. ISSN 1211-2658.

JOBE, CM.; PHIPATANAKUL, WP. et al. Gross anatomy of the shoulder. In ROCKWOOD, CA; MATSEN, FA. et al. *The Shoulder*. 4th. United States: Saunders, 2009. s. 33-100. ISBN 978-1416034278.

JOSTY, IC. et al. Grip and pinch strength variations in different types of workers. *Journal of hand surgery (British)*. 1997, vol. 20, no. 2, pp. 266-269. ISSN 1532-2211.

KAPANDJI, AI. *The physiology of the joints: upper limb*. 6th. Great Britain: Churchill Livingstone. 2007. 372 pp. ISBN 978-0443103506.

KATTEL, B.P.; FREDERICKS, T.K.; FERNANDEZ, J.E.; LEE, D.C. The effect of upper extremity posture on maximum grip strength. *International journal of industrial ergonomics*. 1996, vol. 18, no. 5-6, pp. 423–429. ISSN 0169-8141.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P. Funkční změny hybného systému spojené s bolestivými stavy. In ROKYTA, R. et al. *Bolest: Monografie algeziologie*. Praha: Tigis. 2006. s. 633-644. ISBN 80-235 00000-0-0.

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, roč. 14, č. 1, s. 3-17. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi.* 1. vyd. Praha: Galén, a.s., 2009. 713 s. ISBN: 978-80-7262-657-1.

KUMAR, S. *Muscle strength.* 1st. United States: CRC Press. 2004. 538 s. ISBN 0-415-36953-3.

KUMAR, VP; BALASUBRAMANIAM, P. The role of atmospheric pressure in stabilizing the shoulder. An experimental study. *Journal of bone and joint surgery (Br)*. 1985, vol. 67, no. 5, pp. 719-721. ISSN 2044-5377.

KUZALA, E.A.; VARGO, M.C. The relationship between elbow position and grip strength. *American Journal of Occupational Th*erapy. 1992, vol. 46, no. 6, pp. 509-12. ISSN 0272-9490.

LAGERSTRÖM, CH.; NORDGREN, B. Methods for measuring maximal isometric grip strength during short and sustained contractions, including intra-rater reliability. *Upsala journal of medical sciences*. 1996, vol. 101, no. 3, pp. 273-286. ISSN 2000-1967.

LAGERSTRÖM, CH.; NORDGREN, B. On the reliability and useflness of metohod for grip strength measurement. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1998, vol. 30, no. 3, pp. 113-119. ISSN 0036-5505.

LABRIOLA, JE al. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. *Journal of shoulder and elbow surgery.* vol. 14, no. 1, pp. 32-38. ISSN 1532-6500.

LASTAYO, P.; CHIDGEY, L.; MILLER, G. Quantification of the relationship between dynamic grip strength and forearm rotation: a preliminary study. *Annals of plastic surgery*. 1995, vol. 35, no. 2, pp. 191-196. ISSN 1536-3708.

LINDMANN, R; ERIKSSON, A; THORNELL, LE. Fiber type composition of the human male trapezius muscle: Enzyme-histochemical characteristics. *The American journal of anatomy*. vol. 189, no. 3, pp. 236-44. ISSN 1553-0795.

LIPPERT, LS. *Clinical kinesiology and anatomy.* 5th United States: FA Davies Company. 2011. 396 s. ISBN 978-0-8036-2363-7.

LUGO, R.; KUNG, P.; BENJAMIN, M. Shoulder biomechanics. *European journal of radiology.* 2008, vol. 68, no. 1, pp. 16-24. ISSN. 1872-7727.

MACDERMID, JC. et al. Interrater reliability of pinch and grip strength measurements in clients with cumulative trauma disorders. *Journal of hand therapy*. 1994, vol. 7, no. 1, pp. 10-14. ISSN 0894-1130.

MASSY-WESTROOP, N. et al. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. *The journal of hand surgery (Am).* 2004, vol. 29, no. 3, pp. 514-519. ISSN 1531-6564.

MATHIOWETZ, V. et al. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *Journal of hand surgery (Am)*. 1984, vol. 9, no. 2, pp. 222-226. ISSN 1531-6564.

MATHIOWETZ, V. et al. Grip and pinch strength: Normative data for adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1985, vol. 66, no., pp. 69–74. ISSN 0003-9993.

MATHIOWETZ, V. et al. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. *Journal of Hand Therapy*. 1990, vol. 3, no. 4, pp. 195-198. ISSN 0894-1130.

MATHIOWETZ, V. et al. Grip and pinch strength: Norms for 6- to 19- year-olds. *American journal of occupational therapy*. 1996, vol. 40, no. 10, pp. 705–711. ISSN 0272-9490.

MAYER, M.; SMÉKAL, D. Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 2, s. 68-71. ISSN 1211-2658.

MCGARVEY, SR. et al. Reliability of isometric strength testing: Temporal factors and strength variation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 185, pp. 301-305. ISSN 1528-1132.

MCNAIR, PJ. et al. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *British journal of sport medicine*. 1996, vol. 30, pp. 243-245. ISSN 1473-0480.

MERLINI, L. et al. Reliablilty of hand-held dynamometry in spinal muscular atrophy. *Muscle & nerve*. 2002, vol. 26, no. 1, pp. 64-70. ISSN 1097-4598.

MERLINI, L. et al. Early prednisone treatment in Duchenne Muscular Dystrophy. *Muscle & nerve*. 2003, vol. 27, no. 2, pp. 222-227. ISSN 1097-4598.

MOGK, JPM.; KEIR, PJ. The effect of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics*. 2003, vol. 46, no. 9, pp. 956-975. ISSN 0014-0039.

MYERS, JB.; WASSINGER, CA.; LEPHART, SM. Sensorimotor control to stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual therapy.* 2006, vol. 11 , pp. 197-201. ISSN 1356-689X.

NEUMANN, D. A. *Kinesiology of the musculosceletal system*: *Foundations for physical rehabilitation*. The Pensylvania State university. Human kinetics. 2008. 428 s. ISBN 978-0-6151-6349-7.

NICOLAY, CW.; KENNEY, JL.; LUCKI, NC. Grip strength and endurance throughout the menstrual cycle in eumenorrheic and women using oral contraceptives International *Journal of Industrial Ergonomics*. 2008, vol. 38, no. 2, pp. 211–221. ISSN 0169-8141

NIEBUHR, BR.; MARION, R. Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. *American Journal of Physical Medicine*. 1987, vol. 66, no. 1, pp. 16-24. ISSN 1537-7385.

NYGARD, CH. et al. Musculoskeletal capacity of employees aged 44 to 58 years in physical, mental and mixed types of work. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1987, vol. 56, no. 5, pp. 555-561. ISSN 0301-5548.

O´BRIEN, SJ. et al. Developmental anatomy of the shoulder and anatomy of the glenohumeral Joint. In ROCKWOOD, CA; MATSEN, FA. et al. *The Shoulder*. 4th. United States: Saunders, 2009. s. 1-32. ISBN 978-1416034278.

O´DRISCOLL, SW. et al. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *The Journal of hand surgery (Am)*. 1992, vol. 17, no. 1, pp. 169-177. ISSN 1531-6564.

OTÁHAL, S. Laděná kloubní kinematika aneb „funkční centrace kloubu". *Pohybové ústrojí*. 2004, č. 3-4, roč. 11, s. 269-270. ISSN 1212-4575.

OXFORD, LK. Elbow positioning for maximum grip performance. *Journal of hand therapy*. 2000, vol. 13, no. 1, pp. 33-36. ISSN 0894-1130.

PARVATIKAR, VB., MUKKANNAVAR, PB. Comparative study of grip strength in different positions of shoulder and elbow with wrist in neutral and extension positions. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy*. 2009, vol. 5, no. 2, pp. 67-75. ISSN 0973-2020.

PETERSEN, J. et al. Grip strength and hand dominance: Challenging the 10% rule. *American journal of occupational therapy*. 1989, vol. 43, no. 7, pp. 444–447. ISSN 1440-1630.

PETRALIA, S.; GALLUP, GG. Effects of a sexual assault scenario on handgrip strength across the menstrual cycle. *Evolution and Human Behavior*. 2002, vol. 23, no. 1, pp. 3–10. ISSN 1090-5138.

PFEIFFER, J; VOTAVA, J. *Rehabilitace s využitím techniky*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1983. 316 s. ISBN: 978-80-254-7276-7.

PHILLIPS, Changes in maximal voluntary force of human adductor pollicis muscle during the menstrual cycle. *The journal of physiology*. 1996, vol. 496, no. 2, pp. 551-557 ISSN 1469-7793.

PLACHETA, Z. *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi*. Praha: Grada, 1999, 276 s. ISBN 80-7169-271-9.

PEOLSSON, A.; HEDLUND, R; OBERG, B. Intra- and inter-tester reliability and reference values for hand strength. *Journal of rehabilitation medicine*. 2001, vol. 33, pp. 36-41. ISSN 1650-1977.

RIEMANN, BL.; LEPHART, SM. The sensorimotor system part 1: the physiological basis of functional joint stability. *Journal of the athletic training*. 2002, vol. 37, no. 1, pp. 71-77. ISSN 1062-6050.

RHIND, V.M., BIRD, M.A., WRIGHT, V.A. A Comparison of Clinical Assessments of disease activity in rheumatoid arthritis. *Annals of Rheumatoid Diseases*. 1980, vol. 39, no. 2, pp. 135-137. ISSN 1468-2060.

RICHARDS, L., OLSON, B., PALMITER-THOMAS, P. How forearm position affects grip strength, *American journal of occupational therapy*. 1996, vol. 50, iss. 2, pp. 133-138. ISSN 1440-1630.

RICE, C.L. et al. Strength in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1989. vol. 70, pp. 391-396. ISSN 0003-9993.

ROCKWOOD, CA; MATSEN, FA. et al. *The Shoulder*. 4th. United States: Saunders, 2009. 1704 pp. ISBN 978-1416034278.

ROMAN-LIU, D. Maximum handgrip force in relation to upper limb posture – A meta-analysis. *AIHA Journal.* 2003, vol. 64, no. 5, pp. 609-617. ISSN 1542-8125.

RUIZ-RUIZ, J., MESSA, JL., GUITERRÉZ, A., CASTILLO, MJ. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. *The journal of hand surgery (Am)*. 2002, vol. 27, no. 5, pp. 897-901. ISSN 1531-6564.

SAHLBERG, M. et al. Muscular strength after different types of training in physically active patients with cystic fibrosis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2008, vol. 18, no. 6, pp. 756-764. ISSN 1600-0838.

SCHIFFERN, SC. et al. Anteroposterior centring of the humeral head on the glenoid in vivo. *The americal journal of sports medicine*. 2002, vol. 30, no. 3, pp. 382-387. ISSN 1552-3365.

SISTO, SA.; DYSON-HUDSON, T. Dynamometry testing in spinal cord injury. *Journal of rehabiliation research & development.* 2007, vol. 44, no. 1, pp. 123-136. ISSN 0748-7711.

SMITH, L; WEISS, E.; LEHMKUHL, D. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 5th. India: FA Davies company. 1996. 496 s. ISBN 978-0803679160.

STREJCOVÁ, B. et al. Reliabilita testování maximální volní kontrakce horních a dolních končetin a trupu na izometrickém dynamometru. *Studia sportiva*. 2011, roč. 5, č. 1, s. 49-56. ISSN 1802-7679.

SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 3, s. 112-124. ISSN 1211-2658.

ŠENK, M. Vliv m. biceps brachii na reologii ramenního kloubu: pilotní experiment. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 1, s. 19-21. ISSN 1211-2658.

ŠVEJCAR, P. Léčba idiopatické skoliózy metodou aktivní segmentální centrace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 1, s. 36-38. ISSN 1211-2658.

TERRY, GC; CHOPP, TM. Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training.* 2000, vol. 35, no. 3, pp. 248-255. ISSN 1062-6050.

THOMAS, EM.; SAHLBER,M.; SVANTESSON, U. The effect of resistance training on handgrip strength in young adults. *Isokinetics and exercise science*. 2008, vol. 16, no. 2, pp. 125-131 ISSN 0959-3020.

THORNGREN, KG, WERNER, CO. Normal grip strength. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1979, vol. 50, pp. 255-259. ISSN 0001-6470.

VAN DEN BELD, WA. et al. Validity and reproducibility of hand-held dynamometry in children aged 4-11 years. *Journal of rehabilitation medicine*. 2006, vol. 38, no. 1, pp. 57-64 ISSN 1650-1977.

VEEGER, H.J.M. – VAN DER HELM, F.C.T. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of biomechanics.* 2007, vol. 40, no. 10, pp. 2119-2129. ISSN 0021-9290.

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku.* 1. vyd. Praha: Grada, Avicenum, 1993. 367 s. ISBN: 80-85424-98-3.

VOJTA, V.; PETERS, A. *Vojtův princip.* 3. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2010. 180 s. ISBN: 978-80-247-2710-3.

VORÁČOVÁ, H.; ŠAFÁŘOVÁ, M. Klek s oporou o dlaně – nový test posturální stabilizace. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*. 2011, roč. 20, č. 1, s. 31-38. ISSN 1210-5481.

WATANABE, T. et al. The short-term reliability of grip strength measurement and the effects of posture and grip span. *The journal of hand surgery*. 2005, vol. 30, iss. 3, pp. 603-609. ISSN 0363-5023.

WEISS, S; FALKENSTEIN, N. Hand rehabilitation: a quick eference guide and review. 2nd, United States, 2005, Elsevier Mosby, 528 s. ISBN 0-323-02610-9.

WUELKER, N; SCHMOTZER,K.; THREN, K. Dynamic glenohumeral joint stability. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 1998, vol. 7, no. 1, pp.43-52. ISSN 1532-6500.

Seznam příloh

Příloha č. 1 86
Příloha č. 2 87

Přílohy

Příloha č. 1:

Závěrečný dotazník

- Uveďte alespoň orientačně průměrný počet cvičení během týdne (pokud možno, tak pro každý týden):
  1.týden, 2. týden, 3. týden, 4. týden, 5. týden, 6. týden

- Uveďte subjektivní hodnocení vaší síly při stisku špetkou po ukončení 6. týdenní terapie:

  menší větší stejná

- Uveďte subjektivní hodnocení vaší síly při stisku sevřením pěstí celkově po ukončení 6. týdenní terapie

  menší větší stejná

- Uveďte silovou náročnost cvičení podle koncepce DNS:
  malá střední velká

- Uveďte koordinační náročnost cvičení podle koncepce DNS:
  malá střední velká

- Uveďte koordinačně nejobtížnější polohu:

- Uveďte silově nejobtížnější polohu:

- Připomínky k terapii:

Příloha č. 2: Výsledky dotazníku (dílčí odpovědi)

pacient	fyzicky nejnáročnější poloha	koordinačně nejnáročnější poloha
pacient 1	poloha na čtyřech	šikmý sed
pacient 2	poloha medvěda	3,5 M
pacient 3	poloha medvěda	poloha na čtyřech
pacient 4	poloha medvěda	3,5 M
pacient 5	poloha medvěda	šikmý sed
pacient 6	poloha medvěda	šikmý sed
pacient 7	poloha na čtyřech	3,5 M
pacient 8	poloha medvěda	šikmý sed
pacient 9	poloha na čtyřech	3,5 M
pacient 10	poloha medvěda	šikmý sed

Probandka	**1. týden**	**2. týden**	**3. týden**	**4. týden**	**5. týden**	**6. týden**	**průměr cvičení za týden**
probandka 1	5	5	5	1	2	3	3,5
probandka 2	5	4	3	3	3	3	4
probandka 3	5	5	4	4	5	5	5
probandka 4	4	3	2	2	3	3	3,5
probandka 5	5	5	5	5	4	5	5
probandka 6	4	4	3	2	2	4	4
probandka 7	5	4	4	1	3	3	4
probandka 8	5	5	3	3	3	2	3,5
probandka 9	4	3	4	2	3	1	2,5
probandka 10	5	4	2	4	2	2	3,5