

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV PUNCTUM FIXUM MIMO UZAVŘENÝ ŘETĚZEC NA
ZAPOJENÍ SVALOVÉHO APARÁTU V OBLASTI RAMENE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jana Grimová, fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Bc. Jana Grimová

Název diplomové práce: Vliv punctum fixum mimo uzavřený řetězec na zapojení svalového aparátu v oblasti ramene

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého, Olomouc

Vedoucí diplomové práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Cvičení v uzavřeném kinetickém řetězci získává na popularitě při rehabilitaci ramene. Cílem této práce bylo zhodnotit vliv nastavení punctum fixum v uzavřeném kinematickém řetězci na zapojení svalů v oblasti ramenního pletence a dále posoudit vliv aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSS) na aktivitu sledovaných svalů. V teoretické části práce jsou shrnuty poznatky o stabilizaci ramenního kloubu a problematice otevřených a uzavřených kinematických řetězců. Ve výzkumné části práce byla pomocí povrchové elektromyografie hodnocena ko-kontrakční (synchronní) aktivace svalů (m. infraspinatus, m. latissimus dorsi, m. deltoideus – pars posterior, m. trapezius – pars transversa, m. pectoralis major – pars sternocostalis, m. triceps brachii – caput longum, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendent) v poloze v kleče na čtyřech s punctum fixum ve třech různých nastaveních (stabilní, částečná stabilizace, nestabilní), s a bez vědomé aktivace HSS. Měření bylo provedeno u 15 zdravých probandů. Celkový počet synchronních aktivací bez vědomé aktivace HSS v pořadí stabilní opora o distální segment, nestabilní opora o distální segment, částečná stabilizace pomocí prstů byl 48 %, 48 % a 43 % z celkového počtu případů. Při vědomé aktivaci HSS byl počet synchronních aktivací ve stejném pořadí 47 %, 47 % a 45 %. Z toho vyplývá, že „zlabilnění“ opory distálního segmentu či aktivace HSS nemá vliv na ko-kontrakční (synchronní) aktivaci svalů v oblasti ramene v poloze v kleče na čtyřech.

Klíčová slova: uzavřený kinematický řetězec, rameno, elektromyografie, ko-kontrakce

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Jana Grimová

Title of master thesis: Influence of punctum fixum position outside the closed kinetic chain on shoulder muscle activation

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2011

Abstract:

Closed kinetic chain rehabilitation of the shoulder region has been gaining popularity in rehabilitation. The aim of this study was to (1) assess the influence of punctum fixum position in the closed kinetic chain on shoulder muscle activation; and to (2) assess the influence of deep stabilizing system activation on activities of measured muscles. The theoretical part of the work summarizes findings on shoulder joint stabilization and open and closed kinetic chain exercises. In the experimental part of the study, the EMG activity of the following muscles were measured: m. infraspinatus; m. latissimus dorsi; m. deltoideus – pars posterior; m. trapezius – pars transversa; m. pectoralis major – pars sternocostalis; m. triceps brachii – caput longum; m. biceps brachii; and m. trapezius – pars ascendant, in the quadruped position with punctum fixum in three different positions (stable, partly stable, unstable), and with and without wilful deep stabilizing system activation. A total of 15 subjects participated in the study. Without wilful deep stabilizing system activation, the total number of the synchronous activity in order from stable support of the distal segment to partly stable support to unstable support of the distal segment was 48 %; 48 %; and 43 % of registrations. With wilful deep stabilizing system activation, the number of synchronous activity in the same order was 47 %; 47 %; and 45 % registrations. These results suggest that the position of punctum fixum (stable, partly stable, unstable) or deep stabilizing system activation do not affect muscle synchronous activity around the shoulder in the quadruped position.

Key words: closed kinetic chain, shoulder, electromyography, co-contraction

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 27. dubna 2011

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1 Stabilizace v oblasti ramenního kloubu	9
2.1.1 Základní mechanismus glenohumerální stability	11
2.1.2 Statická stabilizace glenohumerálního kloubu	13
2.1.2.1 Negativní nitrokloubní tlak	14
2.1.2.2 Adheze/koheze	14
2.1.2.3 Mechanismus „přísavky“ (Suction cup).....	15
2.1.2.4 Retroverzní postavení kloubní jamky	15
2.1.2.5 Kloubní pouzdro a jeho ligamenta	16
2.1.2.6 Labrum glenoidale.....	19
2.1.2.7 Konkavita kloubní jamky	19
2.1.3 Dynamická stabilizace glenohumerálního kloubu	20
2.1.4 Neuromuskulární kontrola dynamické stabilizace glenohumerálního kloubu	24
2.2 Problematika otevřených a uzavřených biomechanických řetězců	28
2.2.1 Základní informace k problematice biomechanických řetězců	28
2.2.2 Klinická aplikace pohybových řetězců	30
3 CÍLE A HYPOTÉZY	34
3. 1 Cíle	34
3. 2 Výzkumné otázky.....	34
4 METODIKA.....	35
4.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru	35
4.2 Příprava na měření	36
4.3 Vlastní provedení měření	39

4.4 Povrchová polyelektromyografie	42
4.5 Vyhodnocení EMG záznamu	43
5 VÝSLEDKY	44
5.1 Výzkumná otázka 1a	44
5.2 Výzkumná otázka 1b	44
5.3 Výzkumná otázka 1c	45
5.4 Výzkumná otázka 2a	45
5.5 Výzkumná otázka 2b	46
5.6 Výzkumná otázka 2c	46
6 DISKUSE	48
6.1 Diskuse k teoretické části práce	48
6.2 Diskuse k výzkumné části práce	49
6.2.1 Diskuze k výzkumné otázce 1a, 1b a 1c.....	49
6.2.1 Diskuze k výzkumné otázce 2a, 2b a 2c.....	51
7 ZÁVĚRY	53
8 SOUHRN	54
9 SUMMARY	56
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
11 PŘÍLOHY.....	64

1 ÚVOD

Dysfunkce v oblasti ramenního pletence patří k jednomu z častých důvodů návštěvy fyzioterapeuta. Díky závislosti na ramenním pletenci při provádění běžných denních aktivit způsobuje jeho dysfunkce značné problémy a často bývá frustrující. Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) je v rehabilitační praxi stále častěji využíváno. Toto cvičení je doporučováno již v časných fázích rehabilitace, má stabilizační efekt, facilituje proprioceptivní feedback mechanismy a vede ke ko-kontrakční aktivitě agonistů a antagonistů. Pro zvýšení náročnosti lze v pozdějších fázích rehabilitace cvičení v CKC obohatit přidáním labilních ploch (opor). Jako labilní oporu lze využít závěs systému Redcord, oporu o velký míč či overball. Nenacházíme však dostatek studií zkoumajících vliv a použití nestabilních ploch na aktivitu svalů v oblasti ramene.

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv nastavení punctum fixum (opora o podložku, horní končetiny v závěsu s fixací o podložku přes natažené prsty, opora v závěsu) na zapojení svalového aparátu v oblasti ramene.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

Stavba pletence horní končetiny řeší dvě základní, ale zároveň kontradiktorní situace: zajištění velké mobility, ale zároveň maximální stability končetiny (Dylevský, 2009b). Pletenec horní končetiny (cingulum membri superioris) propojuje osový orgán s horní končetinou. Kořenový kloub horní končetiny – ramenní kloub (articulatio glenohumeralis) – je nejpohyblivějším kloubem ze všech kloubů v lidském těle. Kostěné segmenty pletence jsou spojeny pouze dvěma „pravými“ klouby (articulatio glenohumeralis, articulatio acromioclavicularis), ale specifická úprava připojení lopatky k hrudní stěně a tzv. subakromiální spojení vytváří další dvě tzv. funkční spojení (spojení skapulothorakální a subdeltoideální). Tato spojení dále zvyšují pohyblivost celé končetiny a tím zvyšují nároky na svalový korzet pletence (Dylevský, 2009a; Kolář, 2009). Glenohumerální kloub přispívá největší měrou k rozsahu pohybu v ramenním pletenci. Jedná se o kulovitý volný kloub s hlavicí humeru třikrát až čtyřikrát větší než kloubní jamka.

2.1 Stabilizace v oblasti ramenního kloubu

Matsen et al. (in Halder, Kuhl, Zobitz, Larson, & An, 2001) používá termín glenohumerální kloubní stabilita k popisu schopnosti udržet hlavici humeru v centrovaném postavení proti cavitas glenoidalis.

Obecně stabilitu a aktivní stabilizaci v souvislosti s pohybovým systémem chápe Suchomel (2006) jako stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly pracují v co nejlepší spolupráci (ve vzájemné koaktivaci potřebné k udržení požadovaného postavení) a pohyb v kloubu je vykonáván co nejekonomičtěji, jinými slovy, s co nejmenšími energetickými nároky k dosažení požadovaného úkonu vzhledem k dané situaci.

Kolář (2001) hovoří z pohledu posturální ontogeneze o pojmu funkční centrace. Tento pojem zásadně odlišuje od pojmu centrace známého z ortopedie, který vyjadřuje stavy kloubů, které odráží jejich morfológickou kvalitu, resp. patologii v pojmech jako je centrace, decentrace, subluxe a luxace. Funkční centrace je takové postavení v kloubu, které umožňuje jeho optimální statické zatížení. Jde o takové postavení kloubu, kdy jsou kloubní plochy v maximálním kontaktu a síly působící na kloub jsou na kloubní plochy rovnoměrně rozloženy. Kloubní plochy jsou nastaveny do polohy, při které je kloub v daném úhlovém

postavení segmentů nejlépe schopen snášet zatížení, má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení. Jde tedy o postavení s nevyhodnější statikou. V tomto postavení jsou kloubní pouzdra a kloubní vazy v minimálním napětí (Kolář, 2001; Kolář, 2009).

Je důležité si uvědomit, že centrované postavení neodpovídá pouze určité statické pozici segmentů, ale je dáno právě vyváženou svalovou aktivitou, která k tomuto držení z každého postavení během pohybu směřuje. Proto Suchomel (2006) hovoří spíše o dynamické centraci a stabilizaci ve smyslu aktivního procesu v určité poloze i během pohybu, funkci či schopnosti organismu. Stabilita kloubu představuje potom stav, který k tomuto procesu vede. Míra kvality stability či stabilizace odpovídá v tomto smyslu co nejlepší centraci. Rozfázujeme-li pohyb v kloubu tak, aby probíhal v centrovaném postavení, dostaneme sumu držení, tzv. zamrzlých poloh. Vlivem maximálního kontaktu kloubních ploch má daný pohyb, resp. polohy, v kloubu také největší facilitační účinnost pro svaly. V této souvislosti vidíme rovnováhu mezi antagonistickými svalovými skupinami. Centrované postavení dané vyváženou svalovou aktivitou podléhá primárně řídicí funkci CNS (Suchomel, 2006).

Průběžná funkční centrace ramene je klíčovou pro udržení funkčnosti horní končetiny i celé horní části trupu, krčního úseku a kraniocervikální junkce i stability celého těla (Mayer & Smékal, 2005).

Panjabi (in Hess, 2000) navrhl model vysvětlující stabilizační mechanismy páteře, který se dá využít také pro pletenec ramenní. Popisuje tři subsystémy: pasivní (kloubní pouzdro a ligamenta), aktivní (svaly účastnící se na stabilizaci) a řídicí (neurální subsystém), který ovlivňuje stabilitu prostřednictvím řízení aktivní složky. Funkce těchto tří subsystémů se navzájem prolínají, aby zajistily stabilitu ramene. Optimální funkce statických a dynamických stabilizátorů je zajišťována cestou eferentních drah centrálním nervovým systémem. Nervový systém tak představuje rozhodující složku mezi aktivními a pasivními stabilizačními mechanismy glenohumerálního kloubu (Hess, 2000).

Mechanismy k zajištění glenohumerální stability bývají hrubě děleny na statické - pasivní, nekontraktilní a dynamické - aktivní, kontraktilní (Tabulka 1) (Armfield, Stickle, Robertson, Towers, & Debski, 2003; Hess, 2000; Hill et al., 2008; Matsen, Chebli, & Lippitt, 2006). Toto dělení opomíjí roli kontraktilních tkání ve stabilizaci ramenního kloubu, zatímco nejsou v kontrakci, avšak napomáhá lepšímu porozumění problematice (Hill et al., 2008). Statické a dynamické mechanismy nepůsobí samostatně, ale jsou funkčně propojeny, navzájem závislé a

pracují jako celek (Matsen et al., 2006). Primární řídicí funkci hraje nervové řízení (Hess, 2000) a tedy schopnost rychle, přesně a koordinovaně reagovat na aktuální stav prostředí, nebo jeho změnu (Véle, 2006).

Tabulka 1. Mechanismy glenohumerální stability

Statické faktory	Dynamické faktory
Konkavitu kloubní jamky (cavitas glenoidalis)	Svaly rotátorové manžety
Retroverzní postavení kloubní jamky	(primární stabilizace)
Labrum glenoidale	Další svaly obklopující ramenního kloubu
Kloubní pouzdro s glenohumerálními ligamenty	(sekundární stabilizace)
Negativní nitrokloubní tlak	
Mechanismus „přísavky“ (suction cup)	

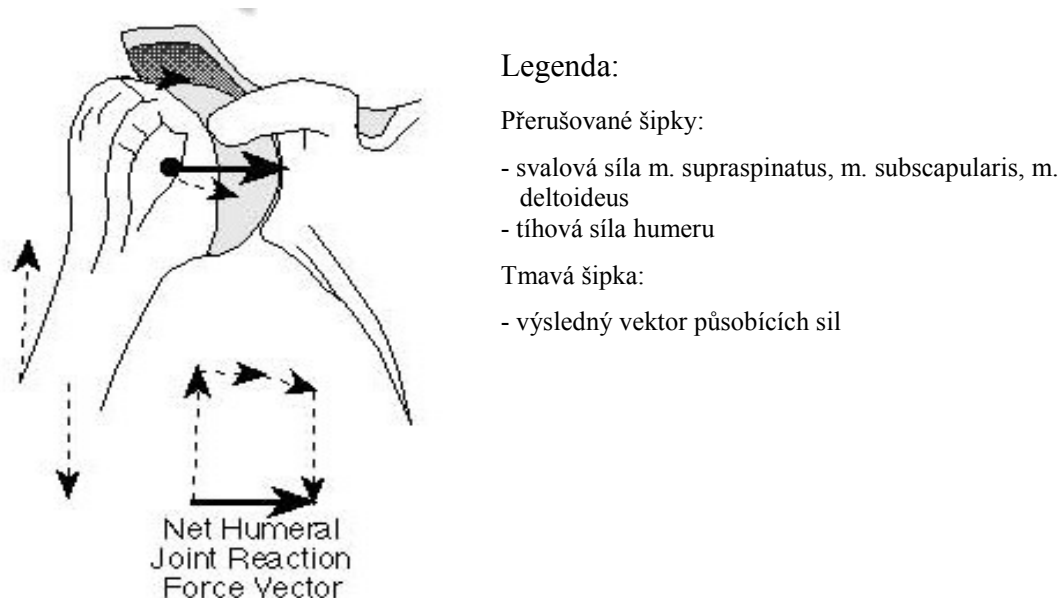
2.1.1 Základní mechanismus glenohumerální stability

Na rozdíl od kyčelního kloubu nemá ramenní kloub tak hlubokou jamku, která by umožňovala dostatečné krytí hlavice humeru a tím mechanickou stabilitu. Navíc ligamenta ramenního kloubu, ve srovnání s ligamenty kloubu kolenního či loketního, jsou volná ve většině funkčních pozic kloubního rozsahu a hrají stabilizační roli pouze v krajních polohách kloubní pohyblivosti. Přesto je ramenní kloub schopen centrovat hlavici humeru oproti glenoidu a tím stabilizovat ramenní kloub během celého rozsahu pohybu v kloubu (Matsen, Lippitt, Bertlesen, & Rockwood, 2009). Při pohybu ramene je hlavice humeru udržována v centrovaném postavení vůči glenoidu. Nedaří-li se udržet tuto centrovanou pozici, dochází k nestabilitě. Mechanismus zodpovědný za udržování hlavice humeru v centrovaném postavení je označován „konkávní komprese“, a je zásadním mechanismem stabilizujícím ramenní kloub. Konkávní komprese je založená na vtlačování konvexního objektu (hlavice humeru) do konkávního povrchu (cavitas glenoidalis). Při tomto stlačení povrchů vzniká největší odolnost proti posunutí obou povrchů vůči sobě (Janura, Míková, Krobot, & Janurová, 2004). Míra stability zajišťována mechanismem konkávní komprese je závislá na integritě a konkavitě glenoidu, korakoakromiálním oblouku, velikosti kompresních sil (pasivních a aktivních) a funkci ligament v oblasti ramenního kloubu. Ztráta kteréhokoli z těchto elementů díky

vývojovým, degenerativním, iatrogenním či traumatickým změnám může ohrozit schopnost ramene centrovat hlavici humeru proti glenoidu (Matsen et al., 2006).

Základní zákon glenohumerální stability říká, že směřuje-li výsledný vektor všech sil působících na hlavici humeru, tzv. „net humeral joint reaction force“ do tzv. „efektivního glenoidálního oblouku“ (povrchu jamky), kloub je stabilní. V případě působení mimo geometrický střed kloubní jamky a zejména mimo kloubní plochu, vzniká nestabilní situace (Armfield et al., 2003; Janura et al., 2004; Lippit & Matsen, 1993; Matsen et al., 2009).

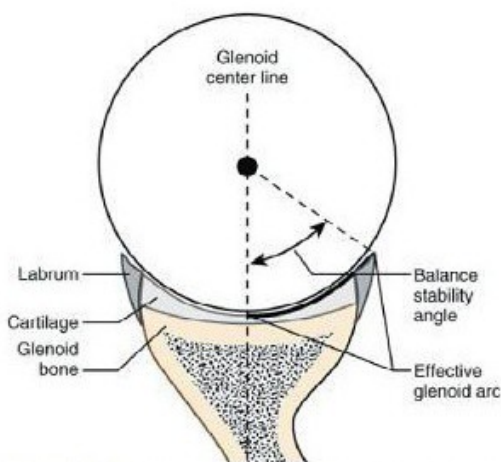
Net humeral joint reaction force je výslednice všech sil (svalových, gravitační, setrvačné, vnějších a vnitřních) působících na hlavici humeru (Obrázek 1).



Obrázek 1. Net humeral joint reaction force (výsledný vektor všech sil působících na hlavici humeru) (Rockwood & Matsen, 2009, 631).

Směr výsledného vektoru této síly závisí na aktivitě všech svalů v oblasti ramenního kloubu, hmotnosti paže a na působení zevních sil. Základním mechanismem řídícím výsledný vektor této síly je neuromuskulární kontrola velikosti aktivace jednotlivých svalů. Každý sval generuje sílu, jejíž velikost je určena lokalizací začátku a úponu svalu. Svým uložením má zásadní vliv na výsledný vektor vyvážená aktivita svalů rotátorové manžety a m. deltoideus. Při dyskoordinaci mezi těmito svaly je stabilita glenohumerálního kloubu narušena vlivem změny působení vektoru výsledných reakčních sil, které tak působí mimo střední linii glenoidální jamky (Matsen et al., 2009; Brinckmann, Frobin, & Leivseth, 2002).

Efektivní glenoidální oblouk je oblouk glenoidu umožňující opření hlavice humeru proti povrchu kloubní jamky. Je tvořen tvarem kosti kloubní jamky lopatky, její chrupavkou a labrem glenoidale. Úhel vyvážení stability (balance stability angle) je největší úhel, který může výslednice sil působících na hlavici humeru svírat s osou vedenou geometrickým středem kloubní jamky, než dojde k dislokaci (Obrázek 2) (Matsen et al., 2009). Velikost efektivního glenoidálního oblouku může být ovlivněna kongenitální vadou (dysplazie glenoidu), traumatickou lézí (fraktura glenoidálního okraje, Bankartova léze) nebo opotřebením (University of Washington Orthopedics & Sports Medicine faculty, 2005).



Obrázek 2. Efektivní glenoidální oblouk (Effective glenoid arc). Úhel vyvážení stability (Balance stability angle) (Rockwood et al., 2009, 631).

Hlubší kloubní jamka a větší komprese (compressive load) snižují riziko subluxace ramenního kloubu (Halder et al., 2001).

2.1.2 Statická stabilizace glenohumerálního kloubu

Statické stabilizátory pomáhají udržovat kongruitu, zajišťují stabilitu hlavně v klidu, kromě ligamentum coracoacromiale, které hraje roli v krajních polohách rozsahu pohybu v kloubu. Kromě již zmíněných mechanismů (viz Tabulka 1) se na statické stabilitě podílejí také svaly rotátorové manžety a musculus deltoideus. Statické stabilizátory musí být natolik poddajné, aby zajistily dostatečnou mobilitu, ale zároveň dostatečně restriktivní k zajištění protektivní stability. Tyto požadavky se stávají ještě náročnějšími v krajních pozicích rozsahu pohybu v kloubu a s narůstáním momentů sil během různých pohybových aktivit (Davies, Krauscher, Brinks, & Jennings, 2006).

Mezi mechanismy zajišťující statickou stabilizaci glenohumerálního kloubu řadíme:

2.1.2.1 Negativní nitrokloubní tlak

Pro správnou funkci kloubu je nezbytné, aby byl zajištěn trvalý kontakt styčných ploch. Přispívá k tomu negativní nitrokloubní tlak. Ramenní kloub je uzavřen kloubním pouzdem a okolními tkáněmi. Na základě vysokého osmotického tlaku ve vymezených tkáních, způsobujících odvod vody z ramenního kloubu dochází ke vzniku relativního vakua uvnitř kloubu. Při snaze oddálit od sebe kloubní plochy, dochází k mírnému zvýšení kloubního objemu a vzniku podtlaku, který brání dalšímu oddálení kloubních ploch (Iannotti & Williams, 2007; Hurschler, Wülker, & Mendila, 2000). Velikost tohoto negativního nitrokloubního tlaku v relaxovaném ramenním kloubu je dle Hurschler et al. (2000) - 42 cm H₂O, dle Itoie et al. (1993) – 76 cm H₂O. Udržování negativního nitrokloubního tlaku uvnitř kloubu napomáhá předejít nadměrné translaci hlavice humeru. Dojde-li k poškození kloubního pouzdra nebo labra (Bankartova léze), dochází k vymizení negativního nitrokloubního tlaku a zhoršení stability kloubu (Habermeyer, Schuller, & Wiedemann, 1992).

2.1.2.2 Adheze/koheze

Jedná se o stabilizující mechanismus, kterým jsou smáčivé kloubní povrchy pokryté synoviální tekutinou drženy pohromadě.

Koheze (soudržnost) je výsledek účinku přitažlivých sil mezi částicemi (molekulami) kapalin, jako je voda nebo synoviální tekutina, který se projevuje jejich soudržností v daném celku.

Adheze (přilnavost) vzniká působením přitažlivých sil mezi částicemi povrchových vrstev dvou stýkajících se různých látek. Neboli schopnost materiálů spolu přilnout. V ramenním kloubu dochází k přilnavosti synoviální tekutiny ke kloubní chrupavce.

Přivedeme-li k sobě dva smáčivé povrchy (chrupavčitý povrch kloubní jamka a kloubní hlavice) pokryté synoviální tekutinou, adheze kapalin k povrchu a koheze mezi molekulami kapaliny mají tendenci držet tyto povrchy pohromadě (Matsen et al., 2006). Obsah kloubní dutiny se pohybuje od 20 do 30 ml, z čehož asi 1 mililitr tvoří synoviální tekutina. Jedná se o tekutinu s dobrými lubrikačními a nutričními vlastnostmi, která svou strukturou zajišťuje

dobrou pohyblivost kloubního spojení a viskozitou zabraňuje oddělení obou kloubních povrchů. Velikost stability glenohumerálního kloubu zajišťovaná adhezivními a kohezivními jevy je dána vlastnostmi synoviální tekutiny, smáčivostí kloubních povrchů a velikostí kontaktní plochy mezi caput humeri a cavitas glenoidalis. Ke snížení stabilizujícího efektu adheze/koheze může dojít snížením kohezních vlastností synoviální tekutiny (např. zánětlivá kloubní onemocnění), snížením smáčivosti kloubních povrchů (degenerativní kloubní onemocnění), snížením kontaktní plochy hlavice humeru a kloubní jamky (kongenitálně malá cavitas glenoidalis) (University of Washington Orthopedics & Sports Medicine faculty, 2005).

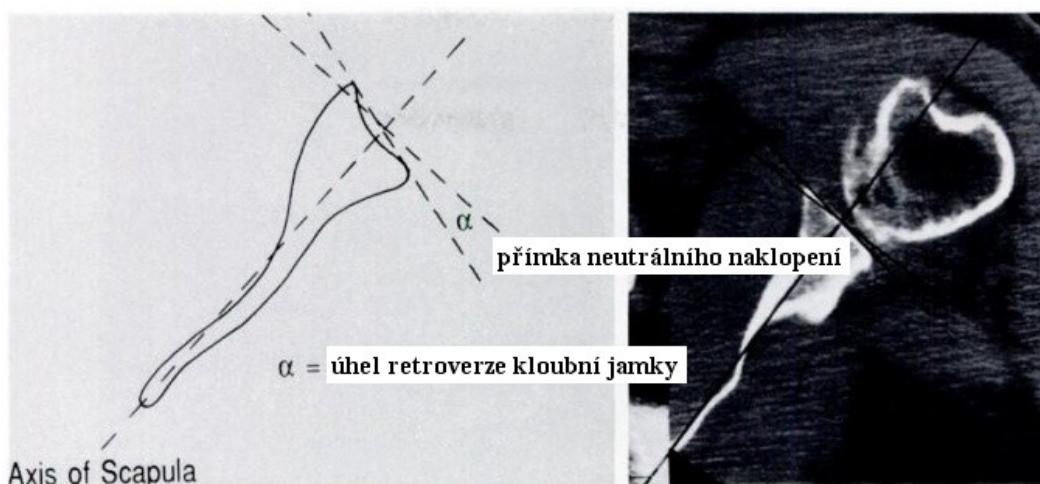
2.1.2.3 Mechanismus „přísavky“ (Suction cup)

Stavba povrchu kloubní jamky (klinicky glenoid) svou stavbou připomíná přísavku. Střed přísavky (tenká vrstva chrupavky pokrývající kost) je nepoddajný, kdežto okraj je flexibilní (kloubní pouzdro, labrum, silnější vrstva chrupavky při okraji glenoidu). Výsledkem je přilnutí glenoidu k hlavici humeru. Tento mechanismus je podpořen přítomností negativního nitrokloubního tlaku uvnitř kloubu. Ke snížení působení tohoto mechanismu dochází při poškození labra či totální náhradě ramenního kloubu (Matsen et al., 2006).

Oba mechanismy - adheze/koheze a mechanismus „přísavky“ jsou mechanismy podílející se na centraci ramenního kloubu, které nevyžadují žádnou energii a fungují v každé pozici kloubu (Matsen et al., 2006).

2.1.2.4 Retroverzní postavení kloubní jamky

Pod kloubní jamkou je lopatka zúžená v krátký krček, který je lehce odkloněn dozadu, takže jamka se nachází v retroverzním postavení (Dylevský, 2009b). Naklopení kloubní jamky je bráno jako úhel, který svírají dvě přímky; přímka vedená přední a zadní hranicí cavitas glenoidalis a přímka kolmá k přímce vedené středem cavitas glenoidalis k mediálnímu okraji lopatky protínající předchozí přímku v jejím středu (tzv. přímka neutrálního naklopení) (Schlemmer et al., 2002; Friedman, Hawthorne, & Genez, 1992) (Obrázek 3). Pokud je přímka vedena okraji cavitas glenoidalis mediálně k přímce neutrálního naklopení, jedná se o retroverzi, v opačném případě o anteverzi kloubní jamky (Friedman, Hawthorne, & Genez, 1992).



Obrázek 3. Úhel retroverze kloubní jamky (Upraveno dle Friedman, Hawthorne & Genez, 1992, 1033).

Dle Sahy (in Hess, 2000) je naklopení kloubní jamky dozadu přibližně 7°. Toto naklopení hraje důležitou roli při stabilizaci ramenního kloubu a působí proti anteriorní dislokaci hlavice humeru. Schlemmer et al. (2002) kteří hodnotili míru retroverze kloubní jamky ze snímku počítačové tomografie u 30 zdravých probandů zjistili v 95 % případů rozdílnou velikost retroverze v horní a spodní části cavitas glenoidalis. V horní části glenoidu byla velikost retroverze $12.8 \pm 6.4^\circ$, ve spodní části $3.1^\circ \pm 4.4^\circ$. Nadměrné naklopení glenoidu anteriorním či posteriorním směrem však vede k méně efektivní stabilizaci hlavice humeru v glenoidu (Matsen et al., 2006). Velikost retroverze cavitas glenoidalis se zvětšuje v patologických situacích jako je traumatická instabilita v ramenním kloubu (Von Eisenhart-Rothe, Mayr, Hinterwimmer, & Graichen, 2010). Brewer, Wubben a Carrera (1986) považují nadměrnou retroverzi kloubní jamky za primární predispozici k posteriorní instabilitě v rameni.

2.1.2.5 Kloubní pouzdro a jeho ligamenta

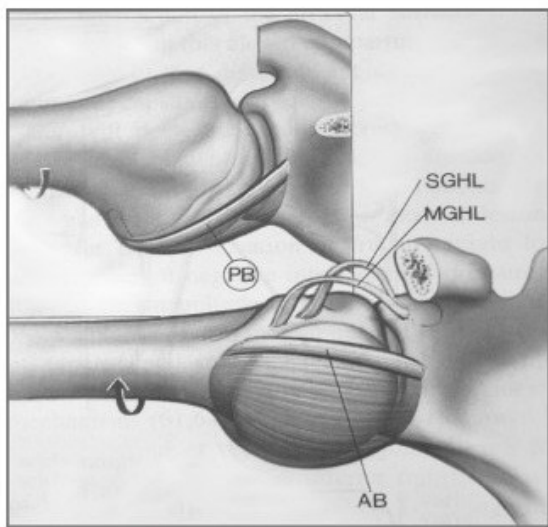
Kloubní pouzdro začíná po obvodu kloubní jamky a upíná se na collum anatomicum humeri, na vnitřní straně kloubu o něco dále distálně. Směrem do podpažní jámy je volné až zřasené. Objem kloubního pouzdra glenohumerálního kloubu je přibližně dvakrát větší než velikost hlavice humeru. Tato redundance znamená velkou míru volnosti (Neumann, 2002). Hlavice humeru může být odtažena z cavitas glenoidalis až o 3 cm aniž by docházelo k bolesti či zranění kloubu (Cailliet, 1991). Zesílení pouzdra tvoří jednak šlachy kolemjdoucích svalů,

kteřé k pouzdru přiléhají, jednak kloubní vazy. Svaly a jejich šlachy, podílející se na zpevnování pouzdra jsou označovány jako svaly rotátorové manžety (Čihák, 2001; Dylevský, 2009b). Anteriorně je kloubní pouzdro zesíleno šlachou m. subscapularis, glenohumerálními vazy (ligg. glenohumeralia) a vazem korakohumerálním (lig. coracohumerale). Šlachy m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor zesilují pouzdro posteriorně. Inferiorně kloubní pouzdro zesíleno není (Čihák, 2001; Hess, 2000). Mezi horním a středním glenohumerálním vazem se nachází otvor označován jako foramen of Weitbrecht, mezi středním a spodním glenohumerálním vazem je to otvor foramen of Rouvière. Tyto otvory představují nejslabší místa kloubního pouzdra umožňující anteriorní dislokaci hlavičky humeru (Cailliet, 1991; Kapandji, 2007). Stabilizační role kloubního pouzdra závisí na jeho napětí v závislosti na poloze ramene. S horní končetinou volně podél těla je napjatá horní část kloubního pouzdra, kdežto spodní část je volná a zřasená. Při elevaci horní končetiny je tento vztah opačný, pouzdro je napjaté inferiorně a uvolněné superiorně. Během zevní rotace horní končetiny je napínána přední část pouzdra, během rotace vnitřní zadní část pouzdra (Cailliet, 1991). Pasivní napětí glenohumerálních ligament limituje krajní rotace a translace glenohumerálního kloubu (Neumann, 2002). Každé z ligament kloubního pouzdra zajišťuje stabilitu v různých kombinacích poloh při pohybu glenohumerálního kloubu (Tabulka 2) (Lugo, Kung, & Ma, 2008; Matsen et al., 2006).

Tabulka 2. Funkce glenohumerálních ligament (upraveno dle Lugo, Kung & Ma, 2008).

Ligamentum	Funkce
Superior glenohumeral ligament (SGHL)	Klade odpor inferiorní translaci hlavičky humeru při addukované paži v neutrální rotaci. Spolu s ligamentum coracohumerale (CHL) limituje zevní rotaci addukovaného ramene.
Middle glenohumeral ligament (MGHL)	Anteriorní stabilizace ve 30-45 ° abdukci.
Inferior glenohumeral ligament (IGHL)	Klade odpor antero-inferiorní translaci hlavičky humeru, hlavně je-li paže v zevní rotaci, abdukci a extenzi. Přední vlákna jsou napínána při abdukci a zevní rotaci glenohumerálního kloubu. Přední vlákna jsou primárními statickými stabilizátory glenohumerálního kloubu v neutrálním postavení. Zadní vlákna jsou primární statické stabilizátory. Je-li paže ve flexi a vnitřní rotaci, zajišťují posteriorní stabilitu.
Coracohumeral ligament (CHL)	Klade odpor posteriorní a inferiorní translaci humeru. Inferiorní stabilizátor glenohumerálního kloubu s paží v abdukci. Je napínáno při zevní rotaci.

Ligamentum glenohumerale superior (SGHL) a ligamentum coracohumerale (CHL) jsou důležité stabilizátory v inferiorním směru. Střední glenohumrální ligamentum zajišťuje anteriorní stabilitu ve 30 až 40 stupňové abdukci. Ligamentum glenohumerale inferior (IGHL) představuje nejsilnější část pouzdra. Tvoří jej tři části – přední vlákna, zadní vlákna a mezi nimi recessus axillaris (Obrázek 4). IGHL je významným článkem antero-inferiorní stability glenohumerálního kloubu (Burkart & Debski, 2002; Neumann, 2002).



Legenda:

SGHL - superior glenohumeral ligament

MGHL - middle glenohumeral ligament

IGHL - inferior glenohumeral ligament

PB – zadní vlákna IGHL (posteriori band)

AB – přední vlákna IGHL (anterior band)

Obrázek 4. Inferiorní glenohumerální ligamentum (Lugo, Kung, & Ma, 2008, 19).

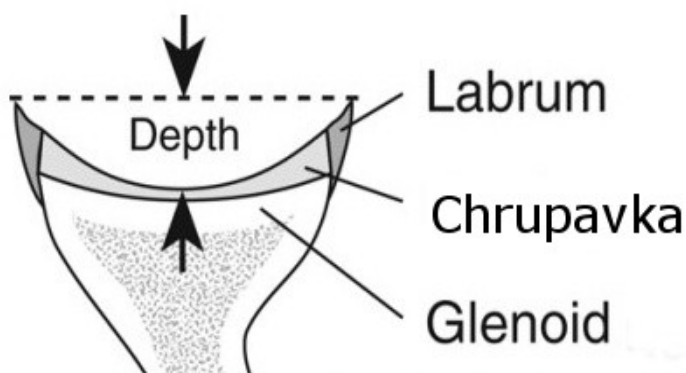
Kloubní pouzdro a jeho ligamenta jsou volná ve střední části rozsahu kloubní pohyblivosti. Jejich význam při stabilizaci glenohumerálního kloubu vzrůstá na konci rozsahu pohybu v kloubu, kdy dochází k jejich napínání (Lugo, Kung, & Ma, 2008). Dále kloubní pouzdro chrání svaly manžety rotátoru před nadměrným protažením tím, že zabraňuje nadměrné rotaci humeru za bod, kde je ještě stah svalu efektivní. Mimoto ligamenta kloubního pouzdra nahrazují stabilizační roli svalů v polohách, kde nejsou svaly přítomny (např. IGHL, ležící ve spodní části glenohumerálního kloubu, v oblasti, kde nejsou přítomny šlachy svalů, vyvíjí stabilizační kompresivní sílu, je-li paže v abdukci) (Matsen et al., 2006). Při poškození kloubního pouzdra nebo jeho ligament dochází k nadměrné rotaci kloubu do pozic, ve které nejsou okolní svaly schopny poskytnout adekvátní kompresi hlavice humeru vůči kloubní jamce. Například poškození IGHL, což je nejčastěji zraňovaná složka pouzdra, vede k problémům při házení, protože kontrakce okolních svalů nemůže nahradit kompresivní sílu vyvíjenou zdravým ligamentem (Matsen et al., 2006).

2.1.2.6 Labrum glenoidale

Jamka lopatky je při okraji doplněna kloubním lemem, labrum glenoidale. Vnitřní plocha labra je přímým pokračováním chrupavčité kloubní plochy. Labrum je nejmohutnější při ventrálním okraji jamky, kde jeho šířka dosahuje až 5 mm. Přesto se hlavice opírá o jamku jen čtvrtinou až třetinou své plochy. Horní pól labra je často místem začátku šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii. Labrum je tvořeno velmi hustým vazivem, které je u báze jamky nahrazeno vazivovou chrupavkou (Dylevský, 2009a; Brtoniček, 2004). Tento chrupavčitý límec zhruba o jednu třetinu zvětšuje plochu jamky a současně zvýrazňuje její konkavitu. Dle Neumanna (2002) labrum zvětšuje konkavitu kloubní jamky až o 50 %, tím přispívá k zvětšení stability ramenního kloubu. Současně vazivová chrupavka labra, tvořící přechod mezi deformovatelným kloubním pouzdem a rigidní kloubní jamkou napomáhá přenosu působících sil při zátěži kloubu (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2010). Relativně flexibilní periferní část labra umožňuje drobné odchylky bez narušení stability kloubu (Matsen et al., 2006). Patologie v oblasti labra mohou způsobit abnormální přenos sil mezi kloubním pouzdem a kloubní jamkou nebo abnormální translaci kloubu (Drury et al., 2010). Odstranění labra vede dle Lippita a Matsena (in Hess, 2000, 64) k zvětšení instability hlavice humeru vůči cavitas glenoidalis.

2.1.2.7 Konkavita kloubní jamky

Obvod kloubní plochy lopatky má hruškovitý tvar. Výška kloubní plochy se pohybuje od 3,5 do 4,0 cm (2/3 výšky hlavice) a šířka je asi 2,5 cm (1/3 šířky hlavice). Kloubní plocha je mělká, její prohloubení se ve střední části pohybuje od 1 do 2 mm (Bartoniček, 2004). Kloubní jamka je poměrně pravidelně zakřivená. Dle Soslowskeho, Flatowa, Biglianiho a Mowa (1992) jsou chyby v poloměru zakřivení do 1 %. Konkavita cavitas glenoidalis má tři komponenty: kostěný glenoid, který je mírně konkávní; kloubní chrupavku, která je silnější na okraji a tenčí ve středu kloubní jamky, a tak zvětšuje konkavitu; a labrum glenoidale, které konkavitu dále zvětšuje (Obrázek 5) (Matsen et al., 2006). Kloubní jamka a hlavice jsou vysoce kongruentní. Dle Soslowského et al., (1992) nedostatek anatomické (kostní) stability není způsoben mělkostí kloubní jamky nebo nedostatkem kongruence kloubních ploch, ale spíše malým povrchem styčných ploch. Míra stability určená konkavitou glenoidu závisí na hloubce konkavity. Čím hlubší je konkavita, tím větší je stabilita.



Obrázek 5. Konkavita glenoidu (upraveno dle Matsen, Chebli, & Lippitt, 2006, 649).

Porušení normální anatomie glenoidální jamky může narušit stabilitu celého kloubu. Itoi, Lee, Berglund, Berge a An (2000) zjistili, že ztráta více než 21 % kostní hmoty výšky glenoidu způsobí instabilitu navzdory korekci okolních měkkých tkání.

2.1.3 Dynamická stabilizace glenohumerálního kloubu

Díky malému kontaktu styčných ploch glenohumerálního kloubu, je stabilita tohoto kloubu považována spíše za děj dynamický než statický. Armfield et al. (2003) používá termín dynamická stabilizace pro koordinovanou aktivitu svalů rotátorové manžety, která vytváří síly vedoucí k již zmíněné konkávní kompresi. Dynamické (aktivní) stabilizátory se stávají dominantními silami zodpovědnými za glenohumerální stabilitu při pohybu horní končetinou a vyžadují neporušenou neuromuskulární kontrolu (Armfield et al., 2003). Plynulý optimální pohyb ramenního kloubu je výsledkem dostatečné pohyblivosti lopatky, správné funkce a síly svalů, ko-kontrakční aktivity a timingu zapojení svalů a senzomotorické integrace (Ronai, 2002).

Úponové partie m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis tvoří tzv. rotátorovou manžetu (rotator cuff), která zajišťuje ramenní kloub proti subluxaci. Přetížení manžety při různých, především sportovních pohybových aktivitách (hod oštěpem, tenis apod.), vede k poškození svalových úponů, k bolesti ramena a k omezení pohybů s rotační složkou (Dylevský, 2009b). Přední část rotátorové manžety je tvořena m. subscapularis, který je vnitřním rotátorem paže. Podporuje flexi, abdukci a addukci paže. Zadní část manžety je tvořena m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor. M. supraspinatus je silný objemný sval vyplňující fossa supraspinata. Iniciuje abdukci paže do 90

stupňů a je pomocným rotátorem paže. Sval fixuje hlavici pažní kosti. Tato fixace je pro stabilitu ramenního kloubu rozhodující. Dle Dylevského (2009a) novější kineziologické studie prokazují dominantní roli m. supraspinatus při prostorové stabilizaci hlavice humeru a zpochybňují stále akcentovaný význam m. deltoideus pro udržení hlavice pažní kosti v kloubní jamce. M. infraspinatus je poměrně velký plochý sval trojúhelníkovitého tvaru, který odstupuje z podhřebenové jámy. Provádí zevní rotaci paže a pomocnou addukci. M. teres minor je štíhlý vřetenovitý sval probíhající od zevního okraje lopatky po dorzální straně ramenního kloubu, ve svém průběhu kříží z dorzální strany dlouhou hlavu m. triceps brachii. Provádí zevní rotaci s mírnou addukcí paže (Dylevský, 2009a). Svaly zadní části rotátorové manžety mají účinek zevně rotační a svou kontrakcí zabezpečují konkávní kompresi. Kromě toho zajišťují depresi hlavice humeru. O'Driscoll (in Ronai, 2002) přirovnává dynamickou stabilitu zajišťovanou svaly rotátorové manžety k velkému muži a malému chlapci spolupracujících při zvedání vysokého a těžkého žebříku. Velký muž má většinu síly, aby zvedl žebřík nahoru (vytváří primární pohyb), zatímco chlapec drží (stabilizuje) spodní část žebříku a tím brání jeho posunutí nebo nadzvednutí od země. Pokud silnější muž přemůže slabšího chlapce, chlapec ztrácí schopnost bránit nechtěným pohybům a stabilizovat žebřík, který tak může spadnout.

Kromě svalů rotátorové manžety se na konkávní kompresi podílí také m. deltoideus. Střední a zadní porce m. deltoideus se ukázaly být důležitější než přední část pro vytváření kompresivní síly hlavice proti jamce (Matsen, Lippitt, Bertlesen, & Rockwood, 2009). Ke stabilizaci přispívá také šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii. Aktivní komprese kloubu způsobená kontrakcí svalů je považována za důležitější než negativní nitrokloubní tlak nebo napětí ligament (Warner, Bowen, Deng, Torzilli, & Warren, 1999).

Stabilita glenohumerálního kloubu je ovlivněna také svaly vzdálenými od vlastního glenohumerálního kloubu. M. latissimus dorsi, m. serratus anterior a m. pectoralis maior vytváří momenty sil, které ovlivňují ramenní kloub v závislosti na anatomickém umístění svalu a velikosti vzdálenosti od bodu otáčení (Lugo et al., 2008).

Svaly v oblasti glenohumerálního kloubu mohou být klasifikovány z různých hledisek. Kuhn in Iannotti a Williams (2007) dělí svaly ve vztahu k lopatce na svaly skapulohumerální, skapulothorakální a svaly rotátorové manžety (Tabulka 3). Svaly skapulothorakální zajišťují

pohyb lopatky po hrudníku. Svaly rotátorové manžety kontrolují pohyb v glenohumerálním kloubu a svaly skapulohumerální zajišťují hlavně silovou složku pohybu.

Tabluka 3. Dělení svalů ve vztahu k lopatce

Skapulohumerální svaly	Skapulothorakální svaly	Svaly rotátorové manžety
m. biceps brachii	m. levator scapulae	m. supraspinatus
m. deltoideus	m. omohyoideus	m. infraspinatus
m. coracobrachialis	m. rhomboideus maior	m. subscapularis
m. teres maior	m. rhomboideus minor	m. teres minor
caput longum m. triceps brachii	m. serratus anterior	
	m. trapezius	
	m. pectoralis minor	

Basmajian a DeLuca (in Krobot, 2004) dělí svaly upínající se na lopatku podle funkce, na základě EMG analýzy, do čtyř funkčních skupin, označovaných jako 4P:

svaly hluboké:

- Protectors** - svaly zajišťující optimální nastavení hlavičky humeru vůči kloubní jamce během pohybů paží a trupu
 - svaly rotátorové manžety

svaly povrchové:

- Pivotors** - svaly umožňující pohyb lopatky po hrudníku
 - m. serratus anterior, m. trapezius, m. levator scapulae, m. rhomboidei, m. pectoralis minor
- Positioners** - svaly zajišťující rychlé pohyby paže vůči trupu
 - m. deltoideus, caput longum m. triceps brachii, (popř. m. biceps brachii)
- Power drivers** - svaly podílející se hlavně na silových aktivitách paže a trupu
 - m. pectoralis maior, m. latissimus dorsi (Iannotti & Williams, 2007; Krobot, 2004)

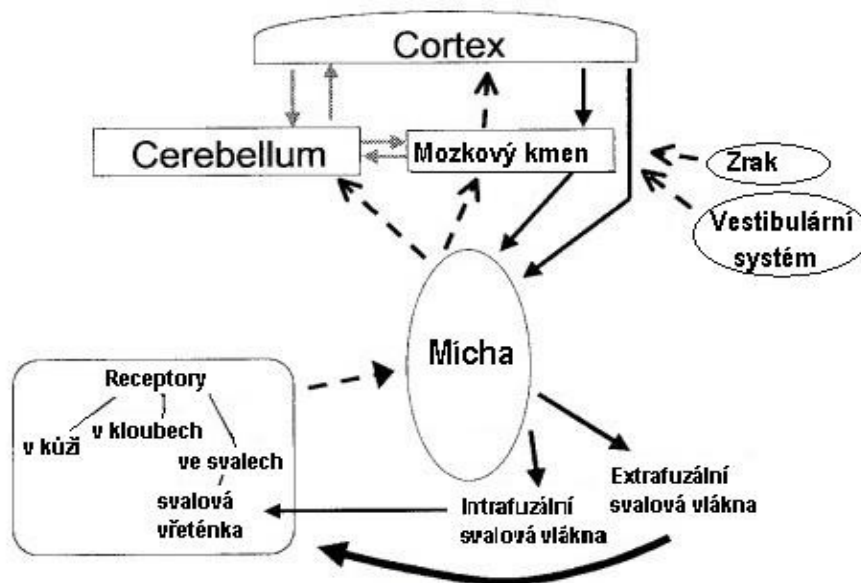
Uvedené pořadí je také fyziologickým timingem většiny reflexních (posturálně lokomočních) i naučených účelných pohybů horní končetinou (Enoka in Krobot, 2004). Za běžných situací se vždy zapojují všechny tyto svaly i jejich jednotlivé funkční části. Různá ale bývá časová organizace náboru jednotlivých funkčních částí, podle cíle či účelu pohybu. Fyziologicky je žádoucí aby k funkčnímu náboru povrchových svalů s velkým kinetickým potenciálem předcházela aktivita svalů hlubokých se stabilizační složkou pro glenohumerální kloub. Podle současných názorů vyžaduje optimální „timing“ této svalové balance předprogramovanou strategii. Tato koordinace jednotlivých svalů by měla být pro většinu lidských činností ustanovena dříve, než je spuštěn vlastní pohyb (Krobot, Elfmark, & Pauček, 2000). Suchomel (2006) uvádí, že při eliminaci nebo narušení lokálních stabilizátorů (např. rotátorové manžety) je tato funkce nahrazena globálními svalovými skupinami, které se účastní více na silovém, rychlém a méně precizním pohybu, než na kvalitě stabilizačního procesu. Některé globální stabilizátory jsou organizovány ve formě svalových řetězců či svalových smyček.

Mayer a Smékal (2005) považují za dva základní mechanismy dynamické centrace a stabilizace ramenního kloubu aktivní poziční funkci lopatky a centrační depresorickou aktivitu svalů rotátorové manžety. Krátké depresory hlavice humeru jsou svaly upínající se na humerus pod 45stupňovým úhlem. Řadíme k nim m. subscapularis (hlavně jeho dolní porci), m. teres minor a m. infraspinatus (hl. jeho dolní část). Pro správnou centraci ramenního kloubu je důležitý vztah mezi m. deltoideus a depresory hlavice humeru. Centrační role krátkých depresorů hlavice humeru je minimálně dvoufázová. Precizní adjustaci (precentraci) glenohumerálního kloubu před zamýšleným úkolem zajišťuje včasná fáze. Tato aktivita má anticipační charakter a je řízena na kortikosubkortikální úrovni. V druhé, pozdní složce, vyvíjejí depresory podstatně větší moment síly. Dochází k uplatnění mechanismů podvojně reciproční inhibice a smyslem je zabránění impingementu a poškození měkkých struktur v krajní poloze. Klíčovou roli hraje optimální načasování a dávkování akce krátkých depresorů k anticipačnímu vyvážení následné akce dlouhých povrchových svalů (Mayer & Smékal, 2005). Při depresi a centraci hlavice humeru se uplatňuje také vzájemná souhra dlouhé hlavy m. bicipitis brachii a m. tricipitis brachii, mechanismus však ještě není detailněji prozkoumán (Morrison, Greenbaum, & Einhorn in Mayer & Smékal, 2005). Dlouhé povrchové svaly (m. latissimus dorsi, m. teres maior, část m. pectoralis maior), dovedou také výrazně přispět k depresi hlavice humeru. Z hlediska nejčastějších pohybových úkonů horní

končetiny však není tento způsob centrace příliš výhodný. Klíčovými svaly pro dynamickou centraci celého ramenního kloubu je funkční vztah m. serratus anterior a dolní porce m. subscapularis (Mayer & Smékal, 2005).

2.1.4 Neuromuskulární kontrola dynamické stabilizace glenohumerálního kloubu

Velká variabilita pohybů horní končetiny člověka klade značné nároky na kvalitu řídicích a energetických procesů v zainteresovaných svalech (Krobot et al., 2000). Z pohledu kloubní stability Riemann a Lephart (2002) definují neuromuskulární kontrolu jako nevědomou aktivaci dynamických stabilizátorů vznikající jako příprava nebo odpověď na pohyb nebo zatížení kloubu za účelem udržení nebo obnovení funkční stability kloubu. Ačkoli neuromuskulární kontrola tvoří jistým způsobem základ všech motorických aktivit, nelze ji oddělit od nervového řízení kontrolujícího celý motorický program. Například při házení míče dochází ke kontrakci svalů rotátorové manžety v žádoucím pořadí tak, aby došlo k optimálnímu nastavení glenohumerálního kloubu a dostatečné kompresi hlavice humeru do kloubní jamky. K této svalové aktivaci dochází nevědomě za současné volní aktivace svalů spojené s konkrétními požadavky daného úkolu (např. namíření, rychlost, vzdálenost). Pro správnou neuromuskulární kontrolu je nezbytná proprioceptivní informace z kloubu a přilehlých struktur (Riemann & Lephart, 2002). Neuromuskulární kontrola představuje součást komplexu interakcí mezi senzoryckým, motorickým a centrálním nervovým systémem za účelem udržení funkční stability kloubu. Společně se tento dynamicky fungující komplex interakcí nazývá senzomotorický systém (Myers & Lephart, 2000). Senzomotorika je tedy proces od příjmu informací významných pro hybnost, jejich zpracování a integraci v CNS až po výstup projevující se svalovou činností (Obrázek 6) (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).



Obrázek 6. Senzomotorický systém (upraveno dle Riemann & Lephart, 2002).

Legenda: Senzorické dráhy dostředivé (aferentní) přivádějí signály z proprioreceptorů v oblasti ramene (tečkovaná čára) k vyhodnocení do tří úrovní motorické kontroly CNS (míšní úroveň, mozkový kmen, korová oblast) a přidružených oblastí, jako je mozeček (cerebellum). Aferentní informace z mechanoreceptorů uložených v kůži, svalech, kloubech a ligamentech (zobrazeny vlevo dole) jsou považovány za důležitější než informace ze zrakových a vestibulárních receptorů. Aktivace motorických neuronů může nastat jako přímá odpověď na senzorický vstup (reflexně) nebo na základě odstředivých (eferentní) příkazů z řídicí centrály. Přičemž oba druhy mohou být modulovány či regulovány přidruženými oblastmi (šedé čáry). Eferentní dráhy z každého stupně motorické kontroly (plná čára) směřují k míšním motoneuronům a odtud ke svalům.

Senzomotorický systém má dvě komponenty, aferentní (senzorickou) a eferentní (motorickou). Důležitou složkou senzorické aferentace je propiocepce, slouží k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy, přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti (Pavlů & Novosádová, 2001). Rozlišujeme tři kvality propiocepce: pohybovit (kinestezie) – zprostředkovává informace o rozsahu a rychlosti pohybu v kloubech, polohovit (statestezie) – poskytuje informace o postavení kloubu a silový smysl, který umožňuje odhad svalové síly a odporu během konaného pohybu. Tyto funkce zajišťují receptory umístěné ve svalech (svalové vřeténko, Golgiho šlachové tělíčko), mechanoreceptory v kůži nad klouby a v pojivu kolem

kloubů a kloubní receptory (Trojan, 2003). Kvalitní aferentní informace je rozhodující pro efektivní motorickou kontrolu. Kloubní proprioceptory reagují na mechanické deformace kloubního pouzdra a ligament (Shaffer & Harrison, 2007). V kloubech jsou přítomny čtyři typy receptorů: I. typ s pomalou adaptací se podobá Ruffiniho tělískům. II. typ s rychlou adaptací připomíná Vaterova-paciniho tělíska. III. typ je podobný Golgiho tělískům a vyskytuje se hlavně v ligamentech. IV. typ jsou volná nervová zakončení. Aktivita Ruffiniho zakončení závisí na poloze kloubu a rychlosti pohybu v něm, jsou aktivována v krajních polohách rozsahu pohybu v kloubu a reagují spíše na pasivní pohyb. Paciniho tělíska odpovídají na mechanické podráždění během pohybu, registrují pohyb bez směrové citlivosti. Nejsou drážděna, je-li kloub držen v klidové pozici. Receptory v ligamentech, podobné Golgiho šlachovým tělískům, mají dle Trojana (2003) dosud nejasnou funkci, dle Shaffer a Harrison (2007) jsou funkčně podobná Golgiho šlachovým tělískům a reagují tedy na napětí. Volná nervová zakončení odpovídají na extrémní mechanickou deformaci a na zánět, přenášejí bolest (Trojan, 2003; Shaffer & Harrison, 2007). Vangness, Ennis, Taylor a Atkinson (1995) zkoumali výskyt receptorů konkrétně v oblasti ramenního kloubu, a to v oblasti ligament, labrum glenoidale a subakromiální bursy. V ligamentech byly přítomny dva typy mechanoreceptorů a volná nervová zakončení: pomalu se adaptující Ruffiniho zakončení a rychle se adaptující Paciniho tělíska v horním, středním a spodním glenohumerálním vaz. Tato speciální proprioceptivní nervová zakončení byla přítomná také v korakoakromiálním a korakoklavikulárních ligamentech. V labrum glenoidale byla nalezena pouze volná nervová zakončení, a to hlavně ve vnější části. V subakromiální bursě byla přítomná rozptýlená volná nervová zakončení. Jakékoli porušení těchto struktur traumatem nebo operací může snížit propriocepci a díky ztrátě aferentních informací z těchto receptorů snížit mechanickou stabilitu ramenního kloubu. Všechny proprioceptivní údaje svalových, šlachových nebo kloubních receptorů jsou součástí zpětnovazebních informací (feedback) o průběžném stavu pohybového segmentu, které jsou nutné pro řízení průběhu pohybu. Současně ale slouží i k přednastavení dráždivosti (feed forward) (Véle, 2006).

Motorická (eferentní) komponenta senzomotorického systému, označována jako neuromuskulární kontrola, zajišťuje koordinované pohybové vzory a pohybové strategie generované CNS na základě proprioceptivního vstupu (input) (Davies et al., 2006). K mechanismům neuromuskulární kontroly přispívajícím k udržení funkční kloubní stability ramenního kloubu řadí Myers a Lephart (2000) koaktivaci glenohumerální a

skapulothorakální muskulatury, reflexní stabilizaci, přípravnou (anticipační) aktivaci a tuhost svalů.

Koaktivace je synchronní aktivita mezi antagonistickými svalovými skupinami. Tato rovnováha mezi antagonisty umožňuje centrované postavení v kloubu (Kolář, 2001). V oblasti ramene jsou běžně popisovány dvě svalové dvojice, které přispívají k dynamické stabilitě kloubu. Kontrakce m. subscapularis působí proti kontrakci m. infraspinatus a m. teres minor ve frontální rovině a kontrakce m. deltoideus působí proti kontrakci spodní části svalů rotátorové manžety (m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis) v rovině transverzální (Myers & Lephart, 2000). Kontrakce svalových dvojic vytváří kompresi hlavice humeru proti kloubní jamce, která zajišťuje maximální kongruenci kloubních ploch. Aktivita svalů rotátorové manžety je nezbytná k centraci hlavice humeru v cavitas glenoidalis, čímž brání nadměrnému translačnímu pohybu hlavice humeru. Navíc tahem šlach rotátorové manžety dochází ke zvýšení napětí kloubního pouzdra, které vede k většímu tahu hlavice humeru do cavitas glenoidalis a doplnění stability kloubu. Kromě svalových dvojic v oblasti glenohumerálního kloubu, existují svalové dvojice také v oblasti skapulothorakálního skloubení. Zevní rotace lopatky potřebná pro plnou abdukci paže je výsledkem společné aktivity m. trapezius (pars ascendens a pars descendens) a m. serratus anterior (Myers & Lephart, 2000).

Reflexní stabilizace je eferentní neuromuskulární odpověď vyvolána na spinální úrovni. Jde o dráhu ze svalového věténka, vstupující senzitivním nervem do zadního rohu míchy, a míchou k motoneuronu v předním míšním rohu a odtud vystupující motorickým nervem ke svalů. Reflexní oblouk je však součástí i místní neuronové sítě v míše a podráždění se odtud šíří i do CNS a jako odezva z míchy a z CNS se promítá do svalů (Véle, 2006). Jerosch (in Myers & Lephart, 2000, 353) dokázal přítomnost reflexního oblouku mezi kloubním pouzdem ramene a m. delotideus, m. trapezius, m. pectoralis major a svaly rotátorové manžety. Zpočátku byl tento reflexní děj považován za primární prvek stabilizace ramenního kloubu. Stabilizující struktury, deformované při aplikaci traumatické síly na kloub, vyvolají reflexní svalovou kontrakci. Speer a Garrett (in Myers & Lephart, 2000, 353) dodávají, že tato reflexní aktivita může hrát roli při modifikaci předprogramovaných odpovědí účinných při změně pohybu v kloubu. Reflexní aktivita tak reguluje jak extrafuzální, tak intrafuzální vlákna a předchází trhavým a oscilujícím druhům pohybu.

Posledním článkem neuromuskulární kontroly je přípravná (anticipační) aktivace a tuhost svalu (muscle stiffness). Tyto mechanismy jsou často zmiňovány ve spojitosti s kolenním a hlezenním kloubem. Minimum literatury zmiňuje tyto mechanismy ve vztahu k ramennímu kloubu. Zvětšení tuhosti svalu je považováno za výsledek svalové preaktivace. Senzorická informace z periferie dána předchozí zkušeností je uchovávána pro plánování a provedení motorických vzorů. Toto plánování a provedení svalové aktivity vede k přípravné (anticipační) svalové aktivitě, která zpevní kloub před tím, než je na rameno aplikovaná vnější síla (Myers & Lephart, 2000).

2.2 Problematika otevřených a uzavřených biomechanických řetězců

2.2.1 Základní informace k problematice biomechanických řetězců

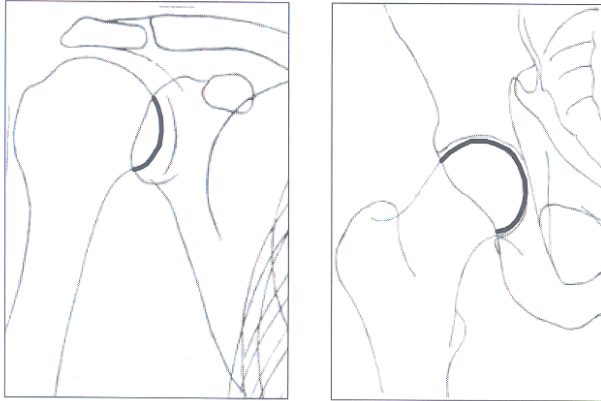
Pojem kinetický řetězec byl poprvé uveden americkým ortopedem rakouského původu Steindlerem v roce 1955. Ten také rozlišil řetězce otevřené a uzavřené (Steindler in Dvořák, 2005a). V literatuře se můžeme setkat s názvy kinematický nebo kinetický řetězec, v širším slova smyslu pak biomechanický či pohybový řetězec. Literární zdroje zaměřené prakticky (ortopedie, kinezioterapie, sport) užívají především pojem kinetické řetězce. Z biomechanického pohledu jde o studium pohybu segmentů z hlediska kinematického, jsou studovány dráhy pohybu, rychlosti, úhlové změny bez zřetele k jejich příčinám (jde o studium „geometrie“ pohybu). Publikace zabývající se pohybem z biomechanického pohledu používají tedy pojem kinematické řetězce (Dvořák, 2005a). Z biomechanického úhlu pohledu je nejjednodušším pohybovým řetězcem kinematický pár (Obrázek 7). Jde o soustavu dvou přilehlých článků spojených kloubem.



Obrázek 7. Kinematický pár (dvojice) (Dvořák, 2005a, 13).

Zakloubení kinematického páru může být docíleno tvarem odpovídajících kloubních ploch – form-closed pair (např. kyčelní kloub, enarthrosis) nebo působením extraartikulárních sil

(tahem svalů a ligament) jako je tomu např. u glenohumerálního kloubu – force-closed pair (Obrázek 8) (Dvořák, 2005a).



Obrázek 8. Force-closed pair a form-closed pair (Dvořák, 2005a, 13).

Dále rozlišujeme jednoduché – sériové řetězce (simple chains), ve kterých je každý článek součástí maximálně dvou kinematických párů řazených v sérii za sebou (např. paže), a větvené – komplexní řetězce (branced chains), kde je segment kloubně spojen s více články (např. trup jako celek se skloubeními všech čtyřech končetin a šíje). Rozeznáváme také biokinematickou smyčku, a to pokud jsou minimálně tři články vzájemně propojeny do troj/mnohoúhelníku (Dvořák, 2005a).

Další dělení představují otevřené (open kinetic chains, OKC) a uzavřené řetězce (closed kinetic chains, CKC). Z kinematického hlediska definuje Vařeka (2002) otevřený kinematický řetězec jako takový, kde je možné změnit postavení v jednom kloubu beze změny postavení v kloubech ostatních. Příkladem může být pohyb v kloubech horních končetin při volném stoji. Uzavřený kinematický řetězec je pak takový, kde změna postavení v jednom kloubu je možná pouze za současné změny postavení v dalších kloubech. Příkladem je pohyb v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech při volném stoji. Z pohledu kinetického Steindler definoval otevřený řetězec jako kombinaci zapojení více segmentů, ve kterém se distální (terminální) segment volně pohybuje bez odporu proti pohybu, naproti tomu v uzavřeném řetězci se distální segment setkává s „dostatečně velkým zevním odporem“ proti pohybu, který omezuje jeho pohyb. Steindler však nedefinoval velikost „dostatečně velkého odporu“, což může vést ke sporům při klasifikaci cvičení v OKC či CKC (Steindler in

Dillman, Murray & Hintermeister, 1994). Kinetika se zabývá silovým působení v řetězcích, to znamená problémem fixace, a nebo volnosti článků daného pohybového řetězce. Relativně pevná fixace v reálném hmotném světě má svůj původ nejčastěji v gravitační síle působící na jednotlivé segmenty a hmotnost – resp. poměr hmotnosti – segmentů rozhodne, který bude (pevněji) fixován. Další možnosti fixace představují například pasivní upevnění, zaklínění nebo aktivní úchop (Dvořák, 2005a).

Jak kinematické, tak kinetické vyjádření má jisté výhody a nevýhody. Z pohledu kinematického může charakteristika prováděného pohybu měnit tentýž řetězec z otevřeného na uzavřený a naopak (například rychlé máchnutí celou paží je doprovázeno pohybem trupu, zatímco stejný pohyb, probíhající pomalu, postavení trupu a jeho segmentů výrazněji nezmění). Také rozlišení, zda případný pohyb většího počtu segmentů v řetězci má povahu závislých nastavení článků nebo jde o na sobě nezávislé pohyby v kinematických párech relativně volných distálnějších článků vůči relativně pevným proximálnějším článkům, může být nesnadné. Naopak definici kinetické (Steindlerově) chybí již zmíněná kvantifikace velikosti odporu (Dvořák, 2005a). Například 2,5 kilogramová činka může představovat dostatečně velký odpor pro pacienta po operaci, avšak u zdravého jedince dovoluje volný pohyb (Steindler in Dillman, Murray, & Hintermeister, 1994).

Tyto skutečnosti vedly k názoru, že pojmy uzavřeného a otevřeného pohybového řetězce jsou jen mezními situacemi na škále přechodu jednoho řetězce v druhý a je obtížné stanovení přesné hranice mezi nimi. Přesto lze tyto poznatky shrnout následovně: OKC představuje takový řetězec, kde se terminální segment setkává s tak malým odporem, který má na ostatní segmenty zanedbatelný, přestože existující vliv a tyto segmenty tak svou konfiguraci změni minimálně nebo vůbec. Je-li odpor kladený pohybu koncového článku řetězce tak velký, že je jeho pohyb již spojen se souhybem dalších článků, řetězec se začíná uzavírat. Úplně uzavřený řetězec představuje situaci tak velkého odporu na koncích řetězce, že není možný pohyb terminálních článků a silové působení uvnitř řetězce bude postavení jednotlivých vnitřních článků vzájemně zcela závisle měnit (Dvořák, 2005a).

2.2.2 Klinická aplikace pohybových řetězců

Neurofysiologické koncepty a současné ergonomické studie dokládají kineziologickou významnost uzavřených kinematických řetězců. Rozdílnou aktivitu svalových skupin v rámci

otevřených a uzavřených řetězců popsal jako první systematicky Steindler (Krobot, 1997). Při pohybových aktivitách v uzavřených kinematických řetězcích, většinou typu oporných a umístovacích reakcí, jsou tyto pohybové situace vždy spojeny s ko-kontrakční svalovou aktivitou. Pokud tyto pohybové synergie nechápeme pouze jako biomechanická „zřetězení“, ale jako „komplexní pohyby determinované účelem a definovaným cílem“, je patrný značný klinický a terapeutický význam této klasifikace pohybu. Algoritmy konzervativní terapie, které respektují koncepci uzavřených kinematických řetězců, jsou pro konkrétního nemocného efektivnější a perspektivnější (Krobot, 1997).

Steindler poznamenal, že když se terminální segment řetězce (ruka nebo noha) střetne při svém pohybu s odporem, pohybuje se odlišně a používá se nábor jiných svalů, než jak by tomu bylo při pohybu nezávislém na vnější síle. Je to podle něho způsobeno tím, že se kontrahují jak agonisté, tak antagonisté, jedni koncentricky a druzí excentricky. Modifikovaná verze popisu pohybu v CKC tedy uvádí, že rezistence při pohybu si vynutí spoluúčast dalších svalů mimo akce agonisty pro daný pohyb. Tuto situaci Steindler označil jako konkurenční shift, jehož nemůže být dosaženo izolovaným cvičením segmentu, jakožto cvičením v OKC (Dvořák, 2005b).

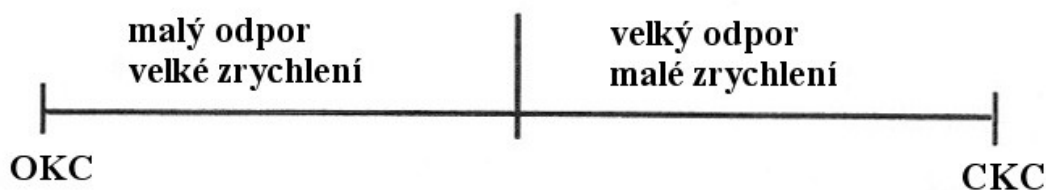
Příkladem cvičení v CKC může být dřep, vystupování na schod a všechny aktivity v opoře končetin, kde dostatečný odpor pohybu řetězce, který je tvořen segmenty stojných končetin, představuje tíhová síla trupu. Dochází k současnému vzájemně vázanému pohybu periferního kloubu (zápěstí), středního (loket) a kořenového (rameno). Je-li zevní síla působící na systém nepřekonatelná, k pohybu v rámci řetězce nemusí dojít, přesto jsou svaly řetězce aktivovány – jde o izometrickou ko-kontrakci svalů několika, případně všech kinematických párů v řetězci. Konečným efektem je povšechné ztužení řetězce, tedy stabilizace (Dvořák, 2005a).

Nutno poznamenat, že cílené pohyby v OKC jsou derivátem CKC: i když jde o jeden pohyb v jediném kloubu, ostatní jsou tímž pohybovým programem stabilizovány a tak i když se segmenty nepohybují, jsou součástí motorického plánu. Pohyby jsou účelně realizovány tehdy, když je nejprve aktivitou CKC vytvořeno punctum fixum pro pohyb. Vezmeme-li v úvahu, že fixace puncta fixa k okolí je běžně zajištěna tíhovou silou, znamená to vzájemně pevně spojit svalovou činností (tonem) dostatečný počet tělních segmentů, aby jejich celková hmotnost byla větší než hmotnost segmentu (segmentů), které vystupuje jako punctum mobile (Dvořák, 2005b).

Cvičení v CKC má stabilizační efekt. V CKC lze získat přiměřenou kloubní stabilitu jako předpoklad efektivního pohybu (Dvořák, 2005b). Zvládnutí cvičení v CKC je univerzálně nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí fungujících i otevřených řetězců. Je tedy racionální využití aktivit v CKC režimu (kinezioterapie v opoře, s therabandy, v závěsu systému Redcord) při zahájení kinezioterapeutického programu. Prvky CKC v sobě obsahují techniky jako propioceptivní neuromuskulární facilitace, reflexní lokomoce či senzomotorická stimulace. Metoda senzomotorická stimulace má charakter cvičení v CKC ve smyslu weightbearing exercise s vystupňovanými prvky stabilizačních a balančních funkcí (Dvořák, 2005b).

Steindler in Dillman, Murray, & Hintermeister (1994) uvedl jako cíl cvičení v OKC dosažení velkého zrychlení distálního segmentu postupnou aktivací svalů v proximo-distálním směru. Při cvičení v OKC jde většinou o rychlý pohyb s menší stabilizací, zatímco cvičení v CKC vyžaduje více stabilizace a méně zrychlení. V CKC jsou svaly zapojovány v disto-proximálním směru. Příkladem pohybu v OKC může být mávání rukou, házení míče nebo tenisový úder. Jako pohyb v CKC může být označeno například přitahování na hrazdě, kliky nebo veslování. Steindler zdůrazňoval také význam vzájemné souhry jednokloubových a dvoukloubových svalů při stabilizaci (Steindler in Dillman et al., 1994).

Klasifikace funkčních aktivit buď jako cvičení v OKC nebo CKC je obtížné, jelikož většinou dochází ke kombinaci obojího. Škála cvičení může být proto nahlížena jako kontinuum s cvičením v čistě otevřeném či čistě uzavřeném řetězci v extrémních pozicích (Obrázek 9.) (Steindler in Dillman et al., 1994).



Obrázek 9. Škála cvičení s OKC a CKC v extrémních pozicích (upraveno dle Dillman, Murray & Hintermeister, 1994).

Cvičení v CKC je doporučováno z mnoha důvodů, dochází k facilitaci propioceptivních feedback mechanismů, axiálnímu zatížení a tlaku do kloubu (aproximaci) a tím zvyšování

stabilizace pomocí statických stabilizátorů. To vede ke ko-kontrakční aktivitě agonistů a antagonistů a také zvýšení dynamické kloubní stability (Davies & Dickhoff-Hoffman in Dillman et al., 1994).

Aproximace je tlak do kloubu. Předpokládá se, že svalové kontrakce vznikající po aproximaci do kloubu jsou výsledkem stimulace kloubních receptorů (Knott & Voss in Adler, Beckers, & Buck, 2008). Jako další možný důvod zvýšené svalové aktivity je uváděno působení proti změně postavení v kloubu nebo postury způsobené aproximací. Aproximace facilituje isometrickou a stabilizační aktivitu svalů a tím podporuje kloubní stabilitu (Adler, Beckers, & Buck, 2008). Dle Lutze et al. in Dillman et al. (1994) cvičení v CKC vede ke vzniku větších kompresních sil a menších sil střížných v oblasti kloubů ve srovnání s cvičením v OKC.

Rehabilitace v uzavřených kinematických řetězcích umožňuje terapeutovi operativně vstupovat do řízení pohybu nemocného (motor control). A tedy přiměřeně a velice účinně reedukovat potřebné kvality funkcí kolem-kloubních svalů pro stabilizaci glenohumerálního kloubu (Bastlová, Krobot, Míková, Skoumal, & Freiwald, 2004).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3. 1 Cíle

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv nastavení punctum fixum v uzavřeném kinematickém řetězci na zapojení (timing) svalů v oblasti ramenního pletence.

3. 2 Výzkumné otázky

- 1) a) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) stabilní či nestabilní?

b) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) stabilní či dochází pouze k částečné stabilizaci pomocí prstů?

c) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) nestabilní či dochází k částečné stabilizaci pomocí prstů?
- 2) a) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při stabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému?

b) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při částečné stabilizaci distálního segmentu pomocí prstů bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému?

c) Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při nestabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Soubor probandů této diplomové práce tvořilo patnáct zdravých osob. Průměrný věk probandů byl 25 let (SD = 1,2). Probandi byli vybráni z řad studentů fyzioterapie. Z celkového počtu testovaných bylo 13 žen a 2 muži.

Rozhodujícím kritériem pro zařazení do studie byla nepřítomnost zranění v oblasti ramene, loktů, zápěstí a krční páteře minimálně po dobu předcházejících dvou let, žádné operace na dominantní horní končetině, schopnost aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSS) na povel a schopnost setrvání v měřených polohách požadovanou dobu.

Z důvodu schopnosti aktivace hlubokého stabilizačního systému na povel byli vybráni probandi z řad studentů magisterského studia fyzioterapie, kteří jsou s anatomii, funkcí a aktivací HSS dobře obeznámeni. V hlubokém stabilizačním systému má rozhodující roli souhra mezi extenzory bederní a dolní hrudní páteře s flexory, které jsou tvořeny funkční souhrou svalů mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem. Za fyziologické situace je zapojení bránice do stabilizace spojeno s biomechanikou hrudníku. Při aktivaci bránice dochází k elevaci žeber a rozšíření hrudníku v transverzálním rozměru, sternum se pohybuje ventrálně. Proti kontrakci bránice se zapojují břišní svaly spolu se svaly pánevního dna. Podstatný je aktivační „timing“. Břišní svaly nesmí ve své aktivaci předbíhat kontrakci bránice. Jejich aktivace se zvyšuje až po oploštění bránice. Za fyziologické situace se aktivuje m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis internus a dolní část rectus abdominis (lze ověřit palpací aktivace v inguinální oblasti) a nedochází k nadměrné aktivaci horní porce m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus (umbilicus migruje kaudálně). Současně jsou za fyziologické situace zapojeny monosegmentální extenzory páteře (významnou roli hraje m. multifidus), povrchové paraverterbální svaly jsou relaxovány (Kolář, 2006).

Schopnost aktivovat HSS byla posouzena schopností zapojit m. transversus abdominis v poloze v kleče na čtyřech s kontrolou aktivace palpací v inguinální oblasti mediodistálně od spina iliaca anterior superior.

4.2 Příprava na měření

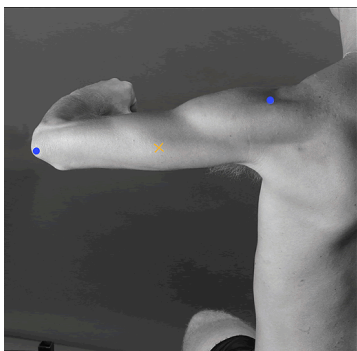
Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření probíhalo v RRR Centru – Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Všichni probandi byli předem informováni o průběhu a významu vyšetření a souhlasili s použitím naměřených dat k experimentálním účelům. Poté podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie. Naměřená data byla zaznamenána bez identifikačních údajů k zajištění anonymity probandů.

Dotazem byla zjištěna dominance horní končetiny, využitím několika otázek modifikovaného Edinburského dotazníku (Tichý & Běláček, 2008). Za dominantní horní končetinu byla považována ta, kterou testovaná osoba hází, píše a navléká nit do ouška jehly.

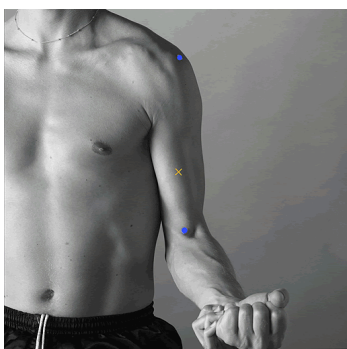
Měření probíhalo z polohy v kleče na čtyřech. Z uvedené polohy probandi zanožovali homolaterální dolní končetinu k dominantní horní končetině. Bylo provedeno měření v celkem třech variantách polohy v kleče na čtyřech, lišících se oporou horních končetin, a to vždy bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému. Pořadí testovaných situací bylo vždy shodné.

Pro hodnocení timingu svalů v oblasti ramene byla použita povrchová polyelektromyografie (viz dále). Pro EMG měření byly vybrány tyto svaly: m. infraspinatus, m. latissimus dorsi, m. deltoideus – pars posterior, m. trapezius – pars transversa, m. pectoralis major – pars sternocostalis, m. triceps brachii – caput longum, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendent. Všechny svaly byly testovány na dominantní horní končetině. Byly použity samolepící diagnostické EMG elektrody na jedno použití. Před nalepením elektrod byla kůže probanda omyta mýdlovou vodou a osušena pro zlepšení kontaktu kůže s elektrodami. Dle evropských doporučení pro povrchovou elektromyografii (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles - SENIAM) byly nalepeny jednorázové povrchové elektrody o velikosti 2 cm² na:

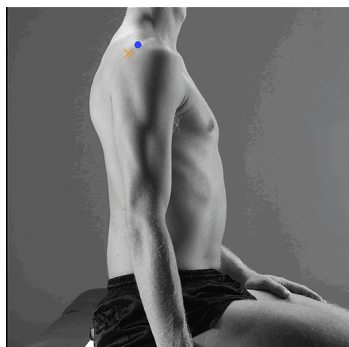
m. triceps brachii (caput longum) - v polovině vzdálenosti mezi acromionem a olecranonem a od této linie cca. 2,5 cm mediálně



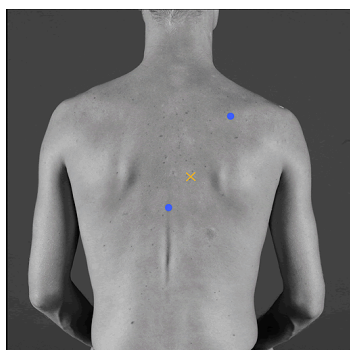
m. biceps brachii - v linii mezi mediální částí acromionu a fossa cubiti, v 1/3 vzdálenosti od fossa cubiti



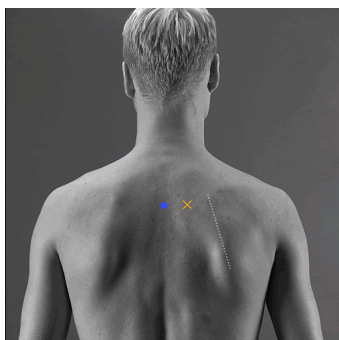
m. deltoideus (pars posteriori) - ve vzdálenosti cca. 4 cm za acromionem



m. trapezius (pars ascendens) - ve 2/3 vzdálenosti mezi trignonum spinea a obratlem Th8

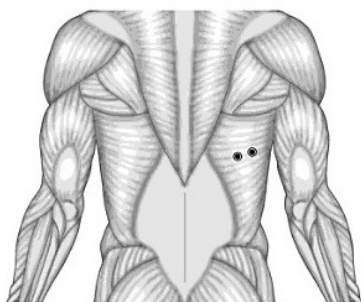


m. trapezius (pars transversa) - v polovině vzdálenosti mezi mediální stranou scapuly a páteří
ve výši Th3

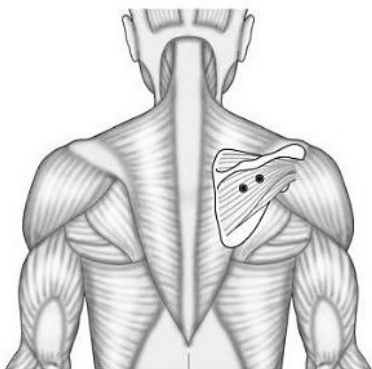


Elektrody pro následující svaly byly umístěny dle doporučení Criswell (2010).

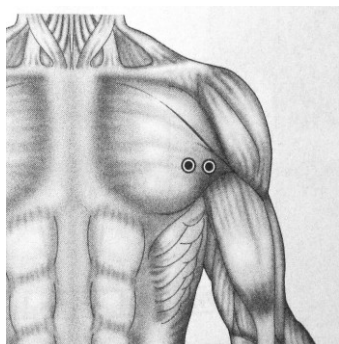
m. latissimus dorsi - přibližně 4 cm pod dolním koncem lopatky v polovině vzdálenosti mezi
páteří a laterální stranou trupu



m. infraspinatus - paralelně se spina scapulae, přibližně 4 cm pod spina scapulae



m. pectoralis major (pars sternocostalis) - ve směru střední porce svalových vláken, pod
claviculou, nad prsními bradavkami, přibližně 2 cm od
podpažní jamky



Vzdálenost mezi středy elektrod byla přibližně 1 – 2 cm. Pro odstranění rušivých elementů byly zesilovače jednotlivých kanálů přelepeny antialergenní lepicí páskou. Zemnicí elektroda byla součástí kanálu pro m. infraspinatus a byla umístěna na spinózní výběžek C7.

4.3 Vlastní provedení měření

Z výchozí polohy v kleku na čtyřech (dlaně směřovaly dopředu, ruce byly umístěny přibližně v úrovni pod glenohumerálními klouby, lokty v extenzi, hlava v prodloužení trupu, dolní končetiny flektovány 90° v kolenou) proband zanožoval homolaterální dolní končetinu k dominantní horní končetině. Měření probíhalo ve třech různých pozicích vždy bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému (HSS). Pro kontrolu aktivace HSS byla palповána kontrakce m. transversus abdominis mediodistálně od spina iliaca anterior superior. Pořadí testovaných situací bylo vždy shodné.

Testované polohy:

1) Měření v uzavřeném kinematickém řetězci se stabilní oporou o distální segment (punctum fixum).

- a) Poloha v kleče na čtyřech, horní končetiny s oporou o dvě váhy (Obrázek 1, 2).
- b) Poloha v kleče na čtyřech s oporou o dvě váhy a současnou aktivací hlubokého stabilizačního systému.



Obrázek 1. Výchozí poloha



Obrázek 2. Zanožení dolní končetiny z výchozí polohy

2) Měření v uzavřeném kinematickém řetězci s oporou o distální segment (punctum fixum) pouze s částečnou stabilizací pomocí prstů.

- a) Poloha v kleče na čtyřech, horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o okraj vah přes natažené prsty (Obrázek 3, 4).
- b) Poloha v kleče na čtyřech, horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o okraj vah přes natažené prsty a současnou aktivací HSS.



Obrázek 3. Výchozí poloha



Obrázek 4. Zanožení dolní končetiny z výchozí polohy

3) Měření v uzavřeném kinematickém řetězci s nestabilní oporou o distální segment (punctum fixum).

- a) Poloha v kleče na čtyřech, s oporou horních končetin o patku dlaně v závěsu systému Redcord (Obrázek 5, 6).
- b) Poloha v kleče na čtyřech, s oporou horních končetin o patku dlaně v závěsu systému Redcord a současnou aktivací hlubokého stabilizačního systému.



Obrázek 5. Výchozí poloha



Obrázek 6. Zanožení dolní končetiny z výchozí polohy

Pro standardizaci výchozích poloh byla opora o horní končetiny v poloze 1 vždy ve středu vah. U testované polohy 2 byla lana systému Redcord vždy kolmo k podložce s váhami umístěnými tak, aby se proband, opřený patkami dlaní v závěsu, fixoval o váhy jen distálními články prstů. Lana byla ve vzdálenosti na výšku vah nad zemí. Zatížení vah oporou o prsty bylo do 10 % zatížení pod dominantní horní končetinou v základní pozici (tj. cca do 1 - 2 kg). Při testované poloze 3 byla lana systému Redcord ve stejné výši jako v poloze 2 a směřovala kolmo k podložce.

Při všech měřeních provedli probandi vždy tři pokusy. Po zaujetí výchozí pozice na povel „zanožit“ zanožili dolní končetinu a vrátili ji zpět na podložku. Při měření s aktivací HSS po zaujetí výchozí polohy na povel „aktivace“ probandi zaktivovali HSS a na povel „zanožit“ zanožili dolní končetinu a vrátili ji zpět na podložku. Mezi jednotlivými pokusy v rámci jedné polohy byla minimálně 3 sekundy pauza. Pro minimalizaci faktoru únavy byla pauza mezi jednotlivými polohami 2 minuty.

4.4 Povrchová polyelektromyografie

Měření probíhalo za standardizovaných podmínek. Povrchový elektromyografický (EMG) signál byl snímán osmi svody (kanály) 1000 Hz frekvencí. Každý kanál se skládal ze dvou elektrod (snímací a vysílací). Součástí kanálu pro m. infraspinatus byla navíc zemní elektroda. Při měření byla zjišťována elektromyografická aktivita svalů v oblasti vyšetřované horní končetiny.

Pro snímání povrchového EMG signálu byl použit polymyoelektrograf TeleMyo 2400T G2 firmy NORAXON s telemetrickým přenosem snímaných signálů, ze kterého jsme použili 8 svodů. Povrchový EMG signál byl zpracován pomocí programu MyoResearch XP Master Edition 1.07.09.

4.5 Vyhodnocení EMG záznamu

U všech sledovaných svalů jsme určili průměrnou hodnotu (mean) klidového EMG signálu před povelom „zanožit“. Průměrné hodnoty klidového EMG signálu a jejich směrodatné odchylky jsme převedli do programu Microsoft Office Excel.

Pro určení nástupu aktivace jednotlivých svalů jsme vycházeli z premisy, že sval je považován za aktivní, překročí-li naměřená svalová aktivita průměrnou klidovou aktivitu svalu o dvojnásobek směrodatné odchylky (De Luca, 1993). Aby byl sval považován za aktivní, musela trvat doba zmíněné aktivace alespoň 20 ms.

$$\text{nástup aktivace} = \text{průměr klidové hodnoty} + 2x \text{ směrodatná odchylka}$$

Časy nástupu aktivace jednotlivých svalů byly převedeny do programu Microsoft Office Excel, bylo určeno pořadí zapojení jednotlivých svalů a případné synchronní aktivace. Jako synchronní aktivaci dvou svalů jsme označili takovou svalovou aktivaci, při které nebyl rozdíl v časové posloupnosti zapojení svalů větší než 10 ms (De Luca, 1993; Rodová, Mayer, & Janura, 2001). Pokud se časové údaje dvou svalů lišily o 10 ms a více, pak jsme zaznamenali rozdílné pořadí časové aktivace těchto svalů. Maximální počet případů synchronní aktivace svalů byl 120 případů (15 probandů X 8 svalů).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1a

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) stabilní či nestabilní?

Při srovnání timingů svalů mezi pokusy, kdy byl distální segment stabilní a nestabilní nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. Lišil se však počet synchronních aktivací dvou, tří a čtyř svalů (Příloha 1). Jak při stabilní tak nestabilní opoře o distální segment byla synchronní aktivace nalezena v 57 případech, což je 48 % z celkového počtu případů (informace k maximálnímu počtu případů viz kapitola 4.5). Při stabilní opoře o distální segment převažovala synchronní aktivace 3 svalů (25 %), poté 2 svalů (16 %) a nakonec 4 svalů (7 %). Při nestabilní opoře o distální segment převažovala synchronní aktivace 2 svalů (33 %), poté 3 svalů (10 %) a nakonec 4 svalů (3 %) – viz Tabulka 1.

5.2 Výzkumná otázka 1b

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) stabilní či dochází pouze k částečné stabilizaci pomocí prstů?

Při srovnání timingů svalů mezi pokusy, kdy byl distální segment stabilní, a nebo docházelo k částečné stabilizaci pomocí prstů, nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací. Při stabilní opoře o distální segment byla synchronní aktivace nalezena v 57 případech (48 % z celkového počtu případů). Při stabilní opoře o distální segment převažovala synchronní aktivace 3 svalů (25 %), poté 2 svalů (16 %) a nakonec 4 svalů (7 %). Při částečné stabilizaci distálního segmentu pomocí prstů byla synchronní aktivace nalezena v 52 případech (43 % z celkového počtu případů). Při částečné stabilizaci distálního segmentu prsty převažovala synchronní aktivace 2 svalů (29 %), poté 3 svalů (8 %) a nakonec 4 svalů (7 %) – viz Tabulka 1.

5.3 Výzkumná otázka 1c

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci, je-li opora o distální segment (punctum fixum) nestabilní či dochází k částečné stabilizaci pomocí prstů?

Při srovnání timingů svalů mezi pokusy, kdy byla opora o distální segment nestabilní, nebo docházelo k částečné stabilizaci pomocí prstů, nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací. Při nestabilní opoře o distální segment byla synchronní aktivace nalezena v 57 případech (48 % z celkového počtu případů). Při částečné stabilizaci distálního segmentu pomocí prstů byla synchronní aktivace nalezena v 52 případech (43 % z celkového počtu případů). Při nestabilní opoře o distální segment převažovala synchronní aktivace 2 svalů (33 %), poté 3 svalů (10 %) a nakonec 4 svalů (3 %). Při částečné stabilizaci distálního segmentu prsty převažovala synchronní aktivace 2 svalů (29 %), poté 3 svalů (8 %) a nakonec 4 svalů (7 %) – viz Tabulka 1.

5.4 Výzkumná otázka 2a

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při stabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému (HSS)?

Při srovnání timingů svalů při stabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. Lišil se však počet synchronních aktivací dvou, tří a čtyř svalů. Při vědomé aktivaci hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 56 případech (47 % z celkového počtu případů). Bez vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 57 případech (48 % z celkového počtu případů). Při vědomé aktivaci HSS převažovala synchronní aktivace 2 svalů (33 %), poté 3 svalů (11 %) a nakonec 4 svalů (3 %). Bez vědomé aktivace převažovala synchronní aktivace 3 svalů (25 %), poté 2 svalů (16 %) a nakonec 4 svalů (7 %) – viz Tabulka 2.

5.5 Výzkumná otázka 2b

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při částečné stabilizaci distálního segmentu pomocí prstů bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému?

Při srovnání timingů svalů při částečné stabilizaci distálního segmentu pomocí prstů bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. Lišil se však počet synchronních aktivací dvou, tří a čtyř svalů. Při vědomé aktivaci hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 54 případech (45 % z celkového počtu případů). Bez vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 52 případech (43 % z celkového počtu případů). Při vědomé aktivaci HSS převažovala synchronní aktivace 2 svalů (31 %), poté 3 svalů (11 %) a nakonec 4 svalů (3 %). Bez vědomé aktivace převažovala taktéž synchronní aktivace 2 svalů (29 %), poté 3 svalů (8 %) a nakonec 4 svalů (7 %) – viz Tabulka 2.

5.6 Výzkumná otázka 2c

Liší se timing svalů v oblasti ramenního pletence v uzavřeném kinematickém řetězci při nestabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému?

Při srovnání timingů svalů při nestabilní opoře o distální segment bez a s vědomou aktivací hlubokého stabilizačního systému nebyl nalezen rozdíl v celkovém počtu synchronních aktivací sledovaných svalů. Lišil se však počet synchronních aktivací dvou, tří a čtyř svalů. Při vědomé aktivaci hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 56 případech (47 % z celkového počtu případů). Bez vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému byla synchronní aktivace nalezena v 57 případech (48 % z celkového počtu případů). Při vědomé aktivaci HSS převažovala synchronní aktivace 2 svalů (33 %), poté 3 svalů (10 %) a nakonec 4 svalů (3 %). Bez vědomé aktivace převažovala synchronní aktivace 2 svalů (26 %), poté 3 svalů (18 %) a nakonec 4 svalů (3 %) – viz Tabulka 2.

Tabulka 1. Počty synchronních aktivací bez vědomé aktivace HSS

Opora distálního segmentu	synchronní aktivace 2 svalů	synchronní aktivace 3 svalů	synchronní aktivace 4 svalů	celkem synchronních aktivací
stabilní	19	30	8	57
z celkového počtu (%)	16 %	25 %	7 %	48 %
částečná stabilizace	35	9	8	52
z celkového počtu (%)	29 %	8 %	7 %	43 %
nestabilní	31	22	4	57
z celkového počtu (%)	26 %	18 %	3 %	48 %

Tabulka 2. Počty synchronních aktivací s vědomou aktivací HSS

Opora distálního segmentu	synchronní aktivace 2 svalů	synchronní aktivace 3 svalů	synchronní aktivace 4 svalů	celkem synchronních aktivací
stabilní	39	13	4	56
z celkového počtu (%)	33 %	11 %	3 %	47 %
částečná stabilizace	37	13	4	54
z celkového počtu (%)	31 %	11 %	3 %	45 %
nestabilní	40	12	4	56
z celkového počtu (%)	33 %	10 %	3 %	47 %

6 DISKUSE

6.1 Diskuse k teoretické části práce

Stále častěji jsou v rehabilitační praxi využívána cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC). Cvičení v CKC má stabilizační efekt, facilituje proprioceptivní feedback mechanismy a vede ke ko-kontrakční aktivitě agonistů a antagonistů (Dvořák, 2005b; Davies & Dickhoff-Hoffman in Dillman et al., 1994; Andrade, Araújo, Tucci, Martins, & Oliveira, 2011). Tato cvičení jsou preferována před ostatními cvičebními programy, jelikož simulují normální fyziologické pohyby a biomechanické funkce, vytváří malé smykové napětí ve zraněném nebo hojícím se kloubu, a obnovují propriocepci. Z těchto důvodů mohou být tato cvičení využita již v časně fázi rehabilitace (Kibler & Livingston, 2001; Wilk, Arrigo, Andrews, 1996). Pro pozdější a náročnější fáze rehabilitace někteří autoři navrhují cvičení v CKC s využitím nestabilního povrchu. Tato cvičení využívají nejen uzavřeného řetězce, ale facilitují stabilizační kontrakci labilní polohou, zvyšují propriocepci, svalovou kontrolu a koaktivaci (Uhl, Carver, Mattacola, Mair, & Nitz, 2003; Andrade, Araújo, Tucci, Martins, & Oliveira, 2011). S využitím povrchové elektromyografie lze pomocí povrchových elektrod registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu a tak informovat o koordinaci svalové činnosti v průběhu jednotlivých cvičení (Rodová et al., 2001).

Tato studie byla provedena za účelem najít bližší vztahy mezi nastavením punctum fixum (od stabilní po nejméně stabilní situaci) a zapojením svalů v oblasti ramenního pletence (timing svalů – synchronní aktivace) v uzavřeném kinematickém řetězci. Součástí práce bylo také porovnání vlivu aktivace hlubokého stabilizačního systému na aktivaci sledovaných svalů v měřených polohách. K hodnocení jsme využili měření pomocí povrchové EMG. Jako synchronní aktivaci dvou svalů jsme označili takovou svalovou aktivaci, při které nebyl rozdíl v časové posloupnosti zapojení svalů větší než 10 ms (De Luca, 1993; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Na konečných výsledcích se mohly podílet vlivy zevního prostředí, psychické rozpoložení a aktuální nastavení excitability nervosvalového systému probandů. K zobecnění získaných výsledků je nutno počítat s vlivem menšího počtu měřených probandů. Jelikož byla mezi jednotlivými měřeními pauza (2 minuty při každé změně polohy) můžeme vyloučit vliv faktoru únavy svalů. Dále je nutno si uvědomit, že ačkoli elektrody byly uloženy na sledované svaly dle nejnovějších evropských doporučení pro povrchovou elektromyografii (Surface

Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM) a dle doporučení Criswell (2010), nelze vyloučit ovlivnění snímané elektrické aktivity daného svalu svaly okolními.

6.2 Diskuse k výzkumné části práce

6.2.1 Diskuze k výzkumné otázce 1a, 1b a 1c

Nebyl prokázán významný rozdíl mezi počtem synchronních aktivací sledovaných svalů ve vztahu k nastavení puncta fixa. Při stabilní opoře o distální segment (opora o podložku) byl celkový počet synchronních aktivací 57, což je 48 % z celkového počtu případů. Při částečné stabilizaci pomocí prstů (horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o podložku přes natažené prsty) byl celkový počet synchronních aktivací 52 (43 % z celkového počtu případů). Při nestabilní opoře o distální segment (horní končetiny s oporou pouze v závěsu systému Redcord) byl celkový počet synchronních aktivací stejný jako při stabilní opoře, to je 57 synchronních aktivací (48 % z celkového počtu případů).

Z výsledků je zřejmé, že „zlabilnění“ opory distálního segmentu (puncta fixa) nemá vliv na ko-kontrakční (synchronní) aktivaci svalů v poloze v kleče na čtyřech. Tyto výsledky nejsou v souladu s naším předpokladem, že s větší labilitou opory distálního segmentu a tím pádem s většími nároky na stabilizaci ramenního kloubu bude docházet k větší ko-kontrakční aktivitě, to znamená k většímu počtu synchronních aktivací.

Předešlé studie zaměřené na aktivaci svalů v uzavřených kinematických řetězcích s využitím povrchové elektromyografie se zabývaly především velikostí svalové aktivity než timingem svalů (Uhl, Carver, Mattacola, Mair, & Nitz, 2003; Dillman, Murray & Hintermeister, 1994; Anderson & Behm, 2004). Ačkoli tyto studie srovnávaly EMG aktivitu různých svalů v různých pozicích (odpovídajících však pozicím uzavřeného kinematického řetězce) z výsledků vyplývá potřeba větší svalové aktivity s rostoucí náročností pozice. Je však otázkou, zda při větší svalové aktivitě dochází také k větší aktivitě ko-kontrakční.

Jen málo současných studií se zabývá vlivem nestabilní opory na aktivitu svalů v oblasti ramene. Korneki and Zschorlich (in Anderson & Behm, 2004) obecně uvádí, že v nestabilní situaci dochází k zvýšení aktivity stabilizujících svalů. Naproti tomu Anderson a Behm (2004), kteří měřili EMG aktivitu (velikost aktivity) m. pectoralis major, m. deltoideus, m.

triceps brachii, m. latissimus dorsi a m. rectus abdominis během cvičení bench-press nezjistili rozdíly v EMG aktivitě sledovaných svalů, bylo-li cvičení prováděno na stabilním povrchu (lavička) či na labilní ploše (velký míč-gymball). Ačkoli nemůžeme srovnávat EMG aktivitu svalu ve smyslu synchronní aktivace a síly aktivace, můžeme souhlasit s výsledky této studie v tom smyslu, že opora o nestabilní povrch nemá vliv na zapojení svalů.

Dále jsme sledovali počet zastoupení svalů v synchronních aktivacích. V námi naměřených výsledcích však nenacházíme žádné vztahy, které by se daly zobecnit. Při stabilní opoře o distální segment se synchronní aktivace 2 svalů objevovala v 16 % z celkového počtu možných synchronních aktivací, synchronní aktivace 3 svalů se objevovala v 25 % a v 7 % byla přítomná synchronní aktivace 4 svalů. Se zlabilněním opory distálního segmentu na pouze částečnou stabilizaci o podložku pomocí prstů vzrostl počet synchronních aktivací 2 svalů na 29 %, snížil se počet synchronní aktivace 3 svalů na 8 % a počet synchronní aktivace 4 svalů se nezměnil. Dalším zlabilněním opory (horní končetiny s oporou pouze v závěsu) ve srovnání se stabilní oporou o podložku vzrostl počet synchronní aktivace 2 svalů na 26 %, klesl počet synchronní aktivace 3 svalů na 18 % a snížil se počet synchronní aktivace 4 svalů na 3 %. Tyto výsledky neumožňují najít vztah v zastoupení jednotlivých synchronních aktivací (ve smyslu zvýšení či snížení synchronní aktivace 2, 3 či 4 svalů) se zlabilněním opory o distální segment.

Souhlasíme-li s tvrzením Uhla et al. (2003), že při cvičení v CKC velikost tlaku do kloubu, pozice paže a opěrná báze ovlivňují požadavky na aktivitu svalů v oblasti ramenního kloubu. Je třeba dodat, že zlabilnění puncta fixa v poloze kleče na čtyřech nemá vliv na počet synchronních aktivací. Otázkou do dalších výzkumů zůstává, jaký by byl obraz ko-kontrakční (synchronní) aktivace svalů v tomto případě u pacientů s patologií v oblasti ramene.

Je třeba dodat, že z hlediska subjektivního hodnocení nebyla většinou probandů vnímána jako nejtěžší poloha s horními končetinami s oporou pouze v závěsu, ale poloha s horními končetinami v závěsu s fixací o podložku přes natažené prsty. Toho lze využít v klinické praxi při sestavování rehabilitačního programu z hlediska obtížnosti.

6.2.1 Diskuze k výzkumné otázce 2a, 2b a 2c

Nebyly nalezeny rozdíly v počtu synchronních aktivací ve všech třech měřených pozicích s a bez vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému. Při stabilní opoře o distální segment bez vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSS) byl celkový počet synchronních aktivací 57 (48 % z celkového počtu případů) ve srovnání s vědomou aktivací HSS, kdy byl počet synchronních aktivací 56 (47 % z celkového počtu případů). Obdobnou situaci nacházíme i při částečné stabilizaci distálního segmentu, kdy je celkový počet synchronních aktivací 52 (43 % z celkového počtu případů), nedochází-li k vědomé aktivaci HSS ku 54 (45 % z celkového počtu případů) při vědomé aktivaci HSS. Stejná situace je i při nestabilní opoře distálního segmentu, kdy je počet synchronních aktivací 57 (48 % z celkového počtu případů) ku 56 (47 % z celkového počtu případů) při vědomé aktivaci HSS.

Můžeme proto říci, že aktivace hlubokého stabilizačního systému nemá vliv na ko-kontrakční (synchronní) aktivaci svalů v oblasti ramenního pletence v poloze v kleče na čtyřech. Tyto výsledky nejsou v souladu s naším očekáváním menšího počtu synchronních aktivací svalů v oblasti ramenního pletence při vědomé aktivaci HSS v důsledku zvýšení stability trupu a tím pádem menších nároků na stabilizaci ramene.

Jelikož probandi byli vybíráni z řad studentů magisterského studia fyzioterapie právě z důvodu schopnosti aktivace HSS na povel, otázkou zůstává, zda bychom došli ke stejným výsledkům i u běžné populace. Můžeme totiž předpokládat, že právě studenti fyzioterapie jsou dobře obeznámeni s funkcí a významem HSS, a z tohoto důvodu u nich můžeme očekávat lepší aktivaci HSS i bez vědomé aktivace než by tomu bylo u běžné populace, kde by mohl být rozdíl v aktivacích odlišný. Otázkou dalšího výzkumu by mohl být také vliv aktivace HSS na aktivaci svalů v oblasti ramenního pletence u pacientů s patologií v oblasti ramene.

Stejně jako v prvním případě jsme sledovali počet zastoupení svalů v synchronních aktivacích. Opět nenacházíme vztahy, které by se daly zobecnit. Dalo by se říci, že s vědomou aktivací HSS dochází ke zvýšení počtu synchronní aktivace 2 svalů. U stabilní opory z 19 (16 % z celkového počtu případů) na 39 (33% z celkového počtu případů) a u nestabilní opory distálního segmentu z 31 (26 % z celkového počtu případů) na 40 (33 % z celkového počtu případů). Při částečné stabilizaci pomocí prstů však není rozdíl tak markantní ke zvýšení synchronní aktivity 2 svalů dochází pouze z 35 (29 % z celkového počtu případů) na 37 (31 %

z celkového počtu případů). Při porovnání synchronní aktivace 3 svalů však dochází u stabilní a nestabilní opory distálního segmentu ke snížení počtu synchronní aktivace 3 svalů, kdežto u částečné stabilizace dochází s vědomou aktivací HSS k jejich zvýšení. Porovnáním synchronní aktivace 4 svalů zjišťujeme s vědomou aktivací HSS jejich snížení, při stabilní opoře distálního segmentu a při částečné stabilizaci, kdežto u nestabilní opory se počet synchronních aktivací 4 svalů nezměnil. Z toho vyplývá, že nenacházíme obecný vztah mezi počtem zastoupení svalů v synchronních aktivacích a zlabilněním opory distálního segmentu.

7 ZÁVĚRY

Zanožení dolní končetiny v kleče na čtyřech

1. Při zanožení dolní končetiny v poloze v kleče na čtyřech je počet synchronních aktivací sledovaných svalů v oblasti ramenního pletence u zdravých probandů téměř stejný, nezávislý na změně opory horní končetiny. Při stabilní opoře o distální segment (horní končetiny s oporou o podložku) byl počet synchronních aktivací 57 (48 % případů). Při částečné stabilizaci (horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o podložku přes natažené prsty) byl počet synchronních aktivací 52 (43 % případů). Při nestabilní opoře o distální segment (horní končetiny s oporou v závěsu systému Redcord) byl počet synchronních aktivací 57 (48 % případů). Nebyl nalezen vztah mezi počtem zastoupení svalů v synchronních aktivacích. Při stabilní opoře o distální segment byl počet synchronních aktivací 2 svalů 19 (16 % případů), 3 svalů 30 (25 % případů) a 4 svalů 8 (7 % případů). Při částečné stabilizaci distálního segmentu byl počet synchronních aktivací dvou svalů 35 (29 %), 3 svalů 9 (8 %) a 4 svalů 8 (7 %). Při nestabilní opoře o distální segment byl počet synchronních aktivací 2 svalů 31 (26 % případů), 3 svalů 22 (18 %) a 4 svalů 4 (3 %).
2. Vědomá aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSS) nemá vliv na ko-kontrakční (synchronní) aktivaci svalů v oblasti ramenního pletence v poloze v kleče na čtyřech. Při stabilní opoře se o distální segment se při vědomé aktivaci HSS změnil počet synchronních aktivací z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů). Při částečné stabilizaci distálního segmentu se s vědomou aktivací HSS počet synchronních aktivací změnil z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů). Při nestabilní opoře o distální segment se změnil počet synchronních aktivací s vědomou aktivací HSS z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů).
3. Z hlediska subjektivního hodnocení je částečná opora (horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o podložku přes natažené prsty) hodnocena probandy jako obtížnější než nestabilní opora (končetiny s oporou v závěsu systému Redcord).

8 SOUHRN

Dysfunkce v oblasti ramenního pletence patří k jednomu z častých důvodů návštěvy fyzioterapeuta. V rámci rehabilitační intervence v této oblasti získává na popularitě cvičení v uzavřeném kinetickém řetězci.

V teoretické části práce jsou shrnuty poznatky o stabilizaci ramenního kloubu a problematice otevřených a uzavřených kinematických řetězců.

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv nastavení punctum fixum v uzavřeném kinematickém řetězci (stabilní opora, částečná stabilizace, nestabilní opora) na zapojení svalů v oblasti ramenního pletence a dále posoudit vliv aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSS) na aktivitu sledovaných svalů.

Ve výzkumné části práce byla pomocí povrchové elektromyografie hodnocena ko-kontrakční (synchronní) aktivace svalů (m. infraspinatus, m. latissimus dorsi, m. deltoideus – pars posterior, m. trapezius – pars transversa, m. pectoralis major – pars sternocostalis, m. triceps brachii – caput longum, m. biceps brachii, m. trapezius – pars ascendent) v poloze v kleče na čtyřech s punctum fixum ve třech různých nastaveních – stabilní opora o distální segment (opora o podložku), částečná stabilizace (horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o podložku přes natažené prsty), nestabilní opora o distální segment (horní končetiny s oporou pouze v závěsu systému Redcord). Měření bylo provedeno s a bez vědomé aktivace HSS u 15 zdravých probandů.

Při srovnání synchronní aktivace svalů v poloze v kleče na čtyřech byl při stabilní opoře o distální segment celkový počet synchronních aktivací 57, což je 48 % z celkového počtu případů. Při částečné stabilizaci distálního segmentu byl celkový počet synchronních aktivací 52 (43 % z celkového počtu případů). Při nestabilní opoře byl celkový počet synchronních aktivací 57 (48 % z celkového počtu případů). Nebyl nalezen vztah mezi počtem zastoupení svalů v synchronních aktivacích. Při stabilní opoře o distální segment byl počet synchronních aktivací 2 svalů 19 (16 % případů), 3 svalů 30 (25 % případů) a 4 svalů 8 (7 % případů). Při částečné stabilizaci byl počet synchronních aktivací dvou svalů 35 (29 %), 3 svalů 9 (8 %) a 4 svalů 8 (7 %). Při nestabilní opoře byl počet synchronních aktivací 2 svalů 31 (26 % případů), 3 svalů 22 (18 %) a 4 svalů 4 (3 %).

Při srovnání počtu synchronní aktivace svalů s a bez vědomé aktivace HSS se při stabilní opoře se o distální segment při vědomé aktivaci HSS změnil počet synchronních aktivací z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů). Při částečné stabilizaci se s vědomou aktivací HSS počet synchronních aktivací změnil z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů). Při nestabilní opoře se změnil počet synchronních aktivací s vědomou aktivací HSS z 57 (48 % případů) na 56 (47 % případů).

Subjektivně byla probandy hodnocena jako nejobtížnější poloha při částečné stabilizaci distálního segmentu (horní končetiny v závěsu systému Redcord s fixací o podložku přes natažené prsty).

Z výsledků této práce vyplývá, že „zlabilnění“ opory distálního segmentu či aktivace HSS nemá vliv na ko-kontrakční (synchronní) aktivaci svalů v oblasti ramene v poloze v kleče na čtyřech.

9 SUMMARY

Shoulder joint dysfunction is one of the common reasons to visit a physiotherapist. Closed kinetic chain exercises have become increasingly popular in shoulder joint rehabilitation.

The theoretical part of the work summarizes findings on shoulder joint stabilization and open and closed kinetic chain exercise.

The aim of this study was (1) to assess the influence of punctum fixum position in closed kinetic chain on shoulder muscle activation and (2) to assess the influence of deep stabilizing system activation on activities of measured muscles.

In the experimental part of the study, the synchronous activity of the following muscles was measured using electromyography (EMG): m. infraspinatus; m. latissimus dorsi; m. deltoideus – pars posterior; m. trapezius – pars transversa; m. pectoralis major – pars sternocostalis; m. triceps brachii – caput longum; m. biceps brachii; and m. trapezius – pars ascendant in the quadruped position with punctum fixum in three different positions. The three different positions of punctum fixum included the stable support of the distal segment (hands on the floor), partly stable support (upper limbs in the sling of the Redcord system with fixation on the floor by extended fingers) and unstable support (hands just in the sling of Redcord system). Measurements were performed with and without wilful deep stabilizing system activation. A total of 15 subjects participated in the study.

Comparisons of the synchronous activity of muscles in the quadruped position reveal that the total number of synchronous activations at the stable support was 57 (48 % of possible registrations); at the partly stable support, the total number of synchronous activations was 52 (43 % of possible registrations); and at the unstable support the total number of synchronous activations was 57 (48 % of possible registrations). No relation was found among the number of muscles in synchronous activity. At the stable support of the distal segment, the total number of synchronous activations of 2 muscles was 19 (16 % of possible registrations); 3 muscles: 30 (25 % of possible registrations); and 4 muscles: 8 (7 % of possible registrations). At the partly stable support of the distal segment the total number of synchronous activations of 2 muscles was 35 (29 % of possible registrations); 3 muscles: 9 (8 % of possible registrations); and 4 muscles: 8 (7 % of possible registrations). At the unstable support of the distal segment the total number of synchronous activations of 2 muscles was 31 (26 % of

possible registrations); 3 muscles: 22 (18 % of possible registrations); and 4 muscles: 4 (3 % of possible registrations).

A comparison of the synchronous activity of muscles both with and without wilful deep stabilizing system activation revealed that the synchronous activations changed from 57 synchronous activations (48 % of possible registrations) to 56 (47 % of possible registrations) with wilful deep stabilizing system activation at stable support of distal segment; at the partly stable support of the distal segment the number of synchronous activations changed from 52 (43 % of possible registrations) to 54 (45 % of possible registrations); and at the unstable support of the distal segment the number of synchronous activations changed from 57 (48 % of possible registrations) to 56 (47 % of possible registrations).

The subjective evaluation revealed that the most difficult position was partly stable position rather than unstable position of the distal segment.

The results of this study show that the position of punctum fixum (stable, partly stable, unstable) or deep stabilizing system activation does not affect muscle synchronous activity around the shoulder in the quadruped position.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adler, S. S., Beckers, B., & Buck, M. (2008). *PNF in Practice* (3rd ed.). Germany: Springer Medizin Verlag.
- Anderson, K. G., & Behm, D. G. (2004). Maintenance of emg activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 637-640.
- Andrade, R., Araújo, R. C., Tucci, H. T., Martins, J., & Oliveira, A. S. (2011). Coactivation of the shoulder and arm muscle during closed kinetic chain exercises on an unstable surface. *Singapore Medical Journal*, 52(1), 35-41.
- Armfield, D. R., Stickle, R. L., Robertson, D. D., Towers, J. D., & Debski, R. E. (2003). Biomechanical basis of common shoulder problems. *Seminars in musculoskeletal radiology*, 7(1), 5-18.
- Bartoníček, J., Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf – Jessenius.
- Bastlová, P., Krobot, A., Míková, M., Skoumal, P., & Freiwald, J. (2004). Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(1), 3-18.
- Brewer, B. J., Wubben, R. C., & Carrera, G. F. (1986). Excessive retroversion of the glenoid cavity. A cause of non-traumatic posterior instability of the shoulder. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 68, 724-731.
- Brinckmann, P., Frobin, W., & Leivseth, G. (2002). *Musculoskeletal biomechanics*. Stuttgart: Thieme.
- Burkart, A. C., & Debski, R. E. (2002). Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability [Abstract]. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 400(7), 32-39. Retrieved 8. 12. 2010 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12072743>
- Cailliet, R. (1991). *Shoulder pain* (3rd ed.). Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.

- Davies, J. G., Krauscher, D. J. R., Brinks, F. K., & Jennings, J. (2006). Neuromuscular static and dynamic stability of the shoulder: the key to functional performance. In R. C. Manske. *Postsurgical orthopedic sports rehabilitation: knee & shoulder*. United States: Mosby Elsevier.
- De Luca, C. J. (1993). *The use of surface electromyography in biomechanics*. The International Society of Biomechanics [On-line]. Retrieved 7. 1. 2011 from the World Wide Web: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Biomechanics.pdf
- Dillman, C. J., Murray, T. A., & Hintermeister, A. (1994). Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3, 228-238.
- Drury, N., Ellis, B. J., Weiss, J. A., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2010). The impact of glenoid labrum thickness and modulus on labrum and glenohumeral capsule function. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(12), 1+. Retrieved 9. 11. 2010 from the World Wide Web: http://mrl.sci.utah.edu/papers/drury_jbme_2010.pdf
- Dvořák, R. (2005a). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 12-17.
- Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(1), 18-22.
- Dylevský, I. (2009a). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009b). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Friedman, R. J., Hawthorne, K. B., & Genez, B. M. (1992). The use of computerized tomography in the measurement of glenoid vision. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 74(7), 1032-1037.
- Habermeyer, P., Schuller, U., & Wiedemann, E. (1992). The intra-articular pressure of the shoulder: an experimental study on the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint [Abstract]. *Arthroscopy*, 8(2), 166-172. Retrieved 9. 11. 2010 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1637427>

- Halder, A. M., Kuhl, S. G., Zobitz, M. E., Larson, D., & An, K. N. (2001). Effects of the glenoid labrum and glenohumeral abduction on stability of the shoulder joint through concavity-compression: an in vitro study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 83(7), 1062-1069.
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63-71.
- Hill, A. M., Bull, A. M. J., Richardson, J., McGregor, A. H., Smith, C. D., Barrett, C. J., Reilly, P., & Wallace, A. L. (2008). The clinical assessment and classification of shoulder instability. *Current Orthopaedics*, 22, 208-225.
- Hurschler, C., Wülker, N., & Mendila, M. (2000). The effect of negative intraarticular pressure and rotator cuff force on glenohumeral translation during simulated active elevation. *Clinical Biomechanics*, 15, 306-314.
- Iannotti, J. P., & Williams, G. R. (2007). *Disorders of the shoulder: diagnosis & management*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Itoi, E., Lee S.-B., Berglund, L. J., Berge, L. L., & An, K.-N. (2000). The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after bankart repair: a cadaveric study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(1), 35-46.
- Itoi, E., Motzkin, N. E., Browne, A. O., Hoffmeyer, P., Morrey, B. F., & An, K. (1993). Intraarticular pressure of the shoulder [Abstract]. *Arthroscopy*, 9(4), 406-413. Retrieved 9. 11. 2010 from PUBMED database on the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8216571>
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E. (2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-39.
- Kapandji, A. I. (2007). *The physiology of the joints. Volume one – The upper limb* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kibler, W. B., & Livingston, B. (2001). Closed-chain rehabilitation for upper and lower extremities [Abstract]. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 19(6), 412-421.

- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 152-164.
- Kolář, P. (2009). Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén.
- Krobot, A. (1997). Klinické aplikace „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia*, 30(1), 4-8.
- Krobot, A. (2004). Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(2), 67-81.
- Krobot, A., Elfmark, M., & Pauček, B. (2000). Příspěvek k funkční diagnostice poruch ramene. *Rehabilitácia*, 33(2), 73-75.
- Lippitt, S. B., & Matsen, F. A. (1993). Mechanisms of glenohumeral joint stability [Abstract]. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 291(6), 20-28. Retrieved 6. 12. 2010 from PUBMED database on the World Wide Web:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8504601>
- Lugo, R., Kung, P., & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology*, 68(1), 16-24.
- Matsen, F. A., Chebli, C., & Lippitt, S. B. (2006). Principles for the evaluation and management of shoulder instability. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 88, 647-659.
- Matsen, F. A., Lippitt, S. B., Bertlesen, A., Rockwood, CH., A., & Wirth, M. A. (2009). Glenohumeral instability. In Ch. A. Rockwood et al. (Eds.), *The Shoulder (4th ed.)* (pp. 617-770). Philadelphia: Saunders Elsevier.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndrom bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(2), 68-71.
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2000). The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 351-363.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system*. Mosby: St. Louis.
- Pavlů, D., & Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 178-181.

- Riemann, L. B., & Lephart, M. S. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 173-177.
- Ronai, P. (2002). The structure and function of the rotator cuff. *ACSM's Certified News*, 12(3), 1-4.
- Schlemmer, B., Dosch, J. C., Gicquel, P., Boutemy, P., Wolfram, R., Kempf, J. F., & Sick, H. (2002). Computed tomographic analysis of humeral retrotorsion and glenoid retroversion. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 88(6), 553-560.
- Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translation perspective. *Physical Therapy*, 87(2), 193-207 .
- Soslowsky, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., & Mow, V. C. (1992). Articular geometry of the glenohumeral joint [Abstract]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 285, 181-90. Retrieved 9. 11. 2010 from PUBMED database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.
- Uhl, T. L., Carver, T. J., Mattacola, C. G., Mair, S. D., & Nitz, A. J. (2003). Shoulder musculature activation during upper extremity weight-bearing exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(3), 109-117.
- University of Washington Orthopedics & Sports Medicine faculty. (2005). *Mechanics of Glenohumeral Instability*. Retrieved 11. 11. 2010 from the World Wide Web: http://www.orthop.washington.edu/uw/mechanicsof/tabID_3376/ItemID_258/PageID_553/Articles/Default.aspx#7238

- Vangness, C.T., Jr., Ennis, M., Taylor, J.G., & Atkinson, R. (1995). Neural anatomy of the glenohumeral ligaments, labrum, and subacromial bursa. *Arthroscopy*, *11*(2), 180-184.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část), řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *9*(4), 122-129.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Von Eisenhart-Rothe, R., Mayr, H. O., Hinterwimmer, S., & Graichen, H. (2010). Simultaneous 3D assessment of glenohumeral shape, humeral head centering, and scapular positioning in atraumatic shoulder instability: a magnetic resonance-based in vivo analysis [Abstract]. *American Journal of Sports Medicine*, *38*(2), 375-382. Retrieved 21. 11. 2010 from PubMed database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19940294>
- Warner, J. J., Bowen, M. K., Deng, X., Torzilli, P. A., & Warren, R. F. (1999). Effect of joint compression on inferior stability of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *8*(1), 31-36.
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1996). Closed and open kinetic chain exercise for the upper extremity [Abstract]. *Journal of Sport Rehabilitation*, *5*(1), 88-102.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Timing svalů při stabilní opoře o distální segment bez vědomé aktivace HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	4,5	2	1	7	8	4,5	3	6
2	8	7	2,3,4	2,3,4	1	2,3,4	6	5
3	3,4,5	6	8	2	3,4,5	7	1	3,4,5
4	3,4,5,6	7	2	3,4,5,6	1	3,4,5,6	8	3,4,5,6
5	3	4	2	7	1	5	6	8
6	4	5,5,7	1	2	3	5,5,7	5,5,7	8
7	8	4,5,6	1,2	4,5,6	7	3	1,2	4,5,6
8	2	3,4	3,4	6,7,8	5	1	6,7,8	6,7,8
9	3	5	1	7,7	7,7	6	4	2
10	6,7,8	3,4,5	6,7,8	3,4,5	1,2	6,7,8	1,2	3,4,5
11	6,7,8	2,3	6,7,8	6,7,8	3,4	5	1	2,3
12	6	1,2	4,5	8	3,4	7	3,4	1,2
13	3,4,5,6	7	1	3,4,5,6	3,4,5,6	3,4,5,6	2	8
14	6,7,8	6,7,8	1	2,2,4	6,7,8	4,5	2,2,4	2,2,4
15	5	7	3	2	6	1	8	4

Legenda:

IF.....m. infraspinatus

LD..... m. latissimus dorsi

DE..... m. deltoideus – pars posterior

TRT.....m. trapezius – pars transversa

PM.....m. pectoralis major – pars sternalis

TB.....m. triceps brachii

BB.....m. biceps brachii

TRA.....m. trapezius – pars ascendent

* počet čísel v tabulce značí počet svalů, které se synchronně aktivovaly

Příloha 2. Timing svalů při stabilní opoře o distální segment s vědomou aktivací HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	3,4,5	6	3,4	7	4,5	1,2	1,2	8
2	5	1,2,3	4	1,2,3	6	1,2,3	7	8
3	1,2	5,6	3	5,6	4	1,2	8	6,7
4	3,4	7	1	3,4	5,6	5,6	2	8
5	2	5	1	6	3	4	7	8
6	5,6,7	8	5,6,7	5,6,7	3	1,2	1,2	4
7	2,3	1	4	8	5,5	7	5,5	2,3
8	8	5,6,7	1,2	5,6,7	4	3	1,2	5,6,7
9	3,4,5,6	3,4,5,6	1	7	8	3,4,5,6	3,4,5,8	2
10	4,5	7	1	4,5	2,3	2,3	8	6
11	5,6	3	4	5,6	7	1,2	1,2	8
12	3,4	6,7	1,2	8	3,4	1,2	6,7	5
13	4	5,6,7	5,6,7	3	5,6,7	2	8	1
14	7	6	8	3,4	3,4	5	1	2
15	3	4,5	6	2	8	7	4,5	1

Legenda viz Příloha 1

Příloha 3. Timing svalů při částečné stabilizaci distálního segmentu bez vědomé aktivace HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	3,4	8	3,4	6	7	5	2	1
2	3	8	2	7	5	4	6	1
3	7	3,4,5	6	3,4,5	1	2	8	3,4,5
4	5,6	2	8	3,4	3,4	7	5,6	1
5	2	5,6	1	8	5,6	4	3	7
6	5,6	7	4,5	1,2	4,5	3	5,6	1,2
7	2,3	5,6	2,3	7,7	4	1	5,6	7,7
8	1	2,3	4	7,8	6	7,8	2,3	5
9	4,5,6,7	4,5,6,7	2	1	8	4,5,6,7	4,5,6,7	3
10	4,5,6	3	4,5,6	1	8	4,5,6	7	2
11	4	2,3	7	2,3	5	1	6	8
12	8	3,4,5,6	7	3,4,5,6	1,2	3,4,5,6	1,2	3,4,5,6
13	4,5,5	2	3	1	8	4,5,5	4,5,5	7
14	4,5	4,5	1,1	3	6	7	1,1	8
15	2,3	5	1	4	6,7	2,3	8	6,7

Legenda viz Příloha 1

Příloha 4. Timing svalů při částečné stabilizaci distálního segmentu s vědomou aktivací HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	1,2,3	8	6	1,2,3	4,5	1,2,3	7	3,4
2	1	3	7	2	5,6	5,6	8	4
3	3	4	2	8	7	5	1	6
4	1,2	3	5	8	1,2	6	7	4
5	9	7	6	8	4,5	2,3	1	2,3,4
6	7	3,4,5,6	3,4,5,6	2	3,4,5,6	1	3,4,5,6	8
7	1,2	3,4	5	1,2	6,7	6,7	8	3,4
8	6,7	4,5	1	4,5	2	8	6,7	3
9	6	8	7	2	4	3	5	1
10	4,4,6	2	4,4,6	4,4,6	3	1	7,8	7,8
11	1,2	5,6	1,2	4	8	5,6	7	3
12	6	4,5	7,8	7,8	1	4,5	2,3	2,3
13	6,7	3,4,5	1	3,4,5	8	2	6,7	3,4,5
14	1	3,4,5	6,7	3,4,5	6,7	2	8	3,4,5
15	3	4,5	7	4,5	2	5,6	1	8

Legenda viz Příloha 1

Příloha 5. Timing svalů při nestabilní opoře o distální segment bez vědomé aktivace HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	3,3,5	6	1,2,3,3	1,2,3,3	7	1,2,3,3	8	1,2,3,3
2	2	6	5	7	1	3	8	4
3	5	8	1	2,3	6	2,3	4	7
4	8	1	4,5	6	3	4,5	7	2
5	6	7	4,5	1	2,2	8	2,2	4,5
6	4,5,6	1	3	4,5,6	4,5,6	7	2	8
7	1	2,3,4	4,5	2,3,4	7,8	7,8	6	2,3,4
8	5	8	1	6	2	4	7	3
9	2,3,4	5	2,3,4	6,7,8	1	2,3,4	6,7,8	6,7,8
10	2,3	4	2,3	7	8	6	5	1
11	4	7	1,2,3	6	8	1,2,3	1,2,3	5
12	4,5,6	7	1,2,3	1,2,3	8	4,5,6	1,2,3	4,5,6
13	1	2,3	6	4,5	2,3	4,5	7,8	7,8
14	6,7	3,4	1,2	6,7	3,4	8	1,2	4,5
15	5	1,2	6,7	6,7	4	1,2	8	2,3

Legenda viz Příloha 1

Příloha 6. Timing svalů při nestabilní opoře o distální segment s vědomou aktivací HSS

proband	IS	LD	DE	TRT	PM	TB	BB	TRA
1	1	7,8	4	2	3	6	7,8	5
2	1	8	3	6	5	2	4	7
3	8	4,5	1,2	6	3	1,2	4,5	7
4	8	5,6,7	1	2,3	4	2,3	5,6,7	5,6,7
5	5,6	6,7	3	8	1	2	5,6	4
6	5,6	1,2	5,6	8	7	3,4	3,4	1,2
7	6	7,8	2	4,5	1	3	7,8	4,5
8	5	2,3,4	1,2	6,7	6,7	2,3,4	1,2	8
9	7	4	2,2	8	5,6	2,2	1	5,6
10	4,5	5,6	8	1	2,3	4,5	2,3	7
11	5	1,2,3	6	2,3,4	8	1,2,3	7	1,2,3
12	4	1,2,2	1,2,2	6	7	1,2,2	8	5
13	3	2	1	4,5,6,6	4,5,6,6	4,5,6,6	8	4,5,6,6
14	4,5	8	7	2,3	4,5	6	1	2,3
15	5	8	6	3,4	3,4	2	7	1

Legenda viz Příloha 1

Příloha 7. Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vliv punctum fixum mimo uzavřený řetězec na zapojení svalového aparátu v oblasti ramene

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Erik Sigmund, PhD.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 27.4.2010 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Jany Grimové** s názvem **Vliv punctum fixum mimo uzavřený řetězec na zapojení svalového aparátu v oblasti ramene**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 31/2011
dne: 29.4.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty