

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(magisterská)

2010

Markéta ČÁPOVÁ

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV AKTIVITY HLUBOKÉHO STABILIZAČNÍHO SYSTÉMU NA VELIKOST SVALOVÉ
SÍLY BĚHEM IZOMETRICKÉ KONTRAKCE M. QUADRICEPS FEMORIS A NA VELIKOST
SÍLY STISKU RUČNÍHO DYNAMOMETRU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Markéta Čápková, fyzioterapie
Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.
Olomouc 2010

Jméno a příjmení autora: Bc. Markéta Čápová

Název diplomové práce: Vliv aktivity hlubokého stabilizačního systému na velikost svalové síly během izometrické kontrakce m. quadriceps femoris a na velikost síly stisku ručního dynamometru

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2010

Abstrakt: Cílem práce bylo zhodnocení vlivu aktivity hlubokého stabilizačního systému na funkci horní a dolní končetiny. Na přístroji KIN-COM byla měřena velikost svalové síly při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu a na ručním dynamometru GRIP-D velikost svalové síly při maximálním stisku. U probandů s neporušeným hlubokým stabilizačním systémem se během jeho vědomé aktivace snížila svalová síla při stisku ručního dynamometru i při izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu. Během vědomé aktivace hlubokého stabilizačního systému došlo při stisku ručního dynamometru k změně velikosti svalové síly extenzorů kolenního kloubu, a to v závislosti na velikosti flexe v kolenním kloubu. Probandi s dysfunkčním hlubokým stabilizačním systémem dokázali vyvinout větší svalovou sílu při stisku ručního dynamometru než probandi s neporušeným hlubokým stabilizačním systémem.

Klíčová slova: stabilita bederní páteře, posturální stabilita, hluboký stabilizační systém, m. transversus abdominis, dynamometrie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Markéta Čápková

Title of the master thesis: THE INFLUENCE OF DEEP STABILITY SYSTEM ACTIVITY ON MUSCLE POWER MAGNITUDE DURING ISOMETRICAL CONTRACTION M. QUADRICEPS FEMORIS AND ON MAGNITUDE OF PRESS POWER OF A MANUAL DYNAMOMETER

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.

The year of presentation: 2010

Abstract: The aim of the thesis was to evaluate influence of the deep stability system activity on upper and lower limbs function. KIN-COM machine was used to measure magnitude of muscle power during maximal isometrical contraction into extension in knee joint and a manual dynamometer GRIP-D was used for measurements of muscle power magnitude during maximal press. In the group of probands with untouched deep stability system the muscle power during the manual dynamometer press was reduced during his wilful activity and during the isometrical contraction into extension in knee joint. During the wilful activation of the deep stability system there was a change of magnitude of muscle power of knee joint extensors during the manual dynamometer press depending on magnitude in knee joint flexion. Probands with dysfunctional deep stability system were able to develop bigger muscle power during the manual dynamometer press than probands with untouched deep stability system.

Keywords: lumbar spine stability, postural stability, deep stability system, m. transversus abdominis, dynamometrics

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 29. června 2010

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi Ph.D. za vedení diplomové práce, za všechny cenné rady, návrhy a připomínky.

Děkuji svému manželovi a celé své rodině za trpělivost a pomoc, kterou mi při psaní této práce poskytli.

OBSAH

1 ÚVOD	11
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	12
2.1 STABILITA BEDERNÍ PÁTEŘE.....	12
2.1.1 Funkční centrace kloubu	13
2.1.2 Posturální stabilizace.....	13
2.1.3 Neutrální zóna bederní páteře	15
2.2 STABILIZAČNÍ SYSTÉM BEDERNÍ PÁTEŘE	16
2.2.1 Svalová složka.....	16
2.2.1.1 Lokální stabilizátory.....	17
2.2.1.2 Globální stabilizátory.....	19
2.2.1.3 Funkční svalová jednotka.....	21
2.2.2 Vazivová složka.....	21
2.2.3 Thoracolumbální fascie a její význam pro stabilitu bederní páteře.....	22
2.3 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE	24
2.3.1 Svaly hlubokého stabilizačního systému.....	24
2.3.2 Stabilizační funkce bránice	24
2.3.3 Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna.....	26
2.3.4 Vliv stability bederní páteře na funkci horních a dolních končetin	26
2.3.5 Hluboký stabilizační systém z hlediska patologie.....	27
2.4 VLIV POSTAVENÍ PŘEDLOKTÍ NA SÍLU STISKU RUČNÍHO DYNAMOMETRU	29
2.4.1 Svaly pro pronaci a supinaci ruky	29
2.4.2 Výkonnost flexorů a extenzorů předloktí.....	29
2.4.3 Základní funkční postavení ruky.....	31
2.5 SVALOVÁ TKÁŇ	33
2.5.1 Kosterní sval a sarkomera	33
2.5.2 Typy příčně pruhovaných svalů	34
2.5.3 Nervosvalová ploténka.....	34
2.5.4 Motorická jednotka	34
2.5.5 Mechanické projevy činnosti svalstva.....	35
2.5.6 Svalový tonus	35
2.6 DYNAMOMETRIE.....	36
2.6.1 Definice svalové síly a silových schopností člověka	36
2.6.2 Měření svalové síly	36

2.6.2.1	Metody semiobjektivní.....	36
2.6.2.2	Metody objektivní.....	37
2.6.3	Definice dynamometrie.....	37
2.6.4	Druhy zařízení využitelné pro dynamometrii.....	38
2.6.5	KIN-COM systém.....	38
2.6.5.1	Možnosti vyšetření pomocí systému KIN-COM.....	39
3	CÍLE A HYPOTÉZY.....	40
3.1	HLAVNÍ CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	40
3.2	VĚDECKÉ OTÁZKY.....	40
3.3	HYPOTÉZY.....	41
4	METODIKA.....	42
4.1	POPIS SYSTÉMU KIN-COM A RUČNÍHO DYNAMOMETRU.....	42
4.1.1	Systém KIN-COM – Automatický dynamometr.....	42
4.1.2	Ruční dynamometr.....	44
4.2	KLINICKÉ VYŠETŘENÍ A MĚŘENÍ DAT.....	44
4.2.1	Klinické testy pro vyšetření hlubokého stabilizačního systému (Kolář, 2005).....	45
4.3	CHARAKTERISTIKA SOUBORU.....	47
4.4	INFORMOVÁNÍ PROBANDA.....	47
4.5	UMÍSTĚNÍ V POLOHOVACÍM KŘESLE DYNAMOMETRU A PŘILOŽENÍ MANŽETY TONOMETRU.....	47
4.5.1	Nastavení polohy dynamometru pro pohyb v kolenním kloubu.....	49
4.6	VLASTNÍ POSTUP MĚŘENÍ.....	50
4.6.1	Instruktaž vyšetřovaného k zapojení hlubokého stabilizačního systému.....	52
5	VÝSLEDKY.....	53
5.1	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_01	53
5.2	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_02	54
5.3	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_03	55
5.4	KLADENÉ OTÁZKY.....	56
6	DISKUZE.....	59
6.1	DISKUZE K HYPOTÉZÁM H_01 A H_02	59
6.2	DISKUZE K HYPOTÉZE H_03	60
6.3	DISKUZE KE KLADENÉ OTÁZCE Č. 1.....	62
6.4	DISKUZE KE KLADENÉ OTÁZCE Č. 2.....	63
7	ZÁVĚRY.....	64
8	SOUHRN.....	66

9 SUMMARY	67
10 REFERENČNÍ SEZNAM	68
11 PŘÍLOHA	71

SEZNAM POUŽÍVANÝCH ZKRATEK

HKK – horní končetiny

DKK – dolní končetiny

KYK – kyčelní kloub

KOK – kolenní kloub

CNS – centrální nervový systém

HSS – hluboký stabilizační systém

Thp – hrudní páteř

Lp – bederní páteř

lig. – ligamentum

m. – musculus

mm. – musculi

m. QF – musculus quadriceps femoris

m. OAE – musculus obliquus abdominis externus

m. OAI – musculus obliquus abdominis internus

m. RA – musculus rectus abdominis

m. TrA – musculus transversus abdominis

TLF – thorakolumbální fascie

SI – sakroiliakální skloubení/kloub

EMG – elektromyografie

CPU – centrální procesorová jednotka

LBP – low back pain

SIAS – spina iliaca anterior superior

SIPS – spina iliaca posterior superior

1 ÚVOD

Bolesti zad jsou téměř nejčastějším důvodem návštěvy lékaře. Velmi významným funkčním etiopatogenetickým faktorem způsobující bolesti zad je hluboký stabilizační systém páteře a jeho insuficience (Hodges & Richardson, 1996; Kolář, 2005). Ten zároveň plní zásadní roli kompenzační, což je funkce, která je pro diagnostiku a terapii nesmírně důležitá.

Jedním z hlavních terapeutických cílů u pacientů s vertebrogenními poruchami je proto ovlivnění stabilizační funkce svalů. Jde především o změnu svalové souhry při stabilizaci prostřednictvím vnitřních sil (Kolář, 2006, 2007).

V dnešní době, která klade důraz na tzv. evidence based medicine (medicínu založenou na důkazech) je nutné funkci hlubokého stabilizačního systému objektivizovat. Australští autoři Hodges a Richardson ve své výzkumné práci (1998) nabízí metodu elektromyografie (EMG) jako objektivní hodnocení aktivity svalů. Je faktem, že elektromyografie skutečně objektivně zhodnotí aktivitu svalů hlubokého stabilizačního systému, ale bude mít tato aktivita efekt na stabilizaci páteře? Pokud ano, projeví se nějakým způsobem tato stabilizace v dalších činnostech jedince?

Proto nás v této diplomové práci zajímalo, zda dobrá stabilizace páteře bude mít vliv na funkci horních i dolních končetin. Měřili jsme velikost svalové síly extenzorů kolenního kloubu a flexorů ruky za současné aktivace HSS a bez aktivace HSS. Kombinovali jsme tak objektivní metodu při měření síly extenzorů a flexorů pomocí přístrojů KIN-COM a ručního dynamometru GRIP-D a subjektivní metodu, kdy jsme palpačně hodnotili aktivitu svalstva hlubokého stabilizačního systému.

V teoretickém přehledu poznatků jsem se věnovala stabilitě bederní páteře, hlubokému stabilizačnímu systému páteře, vlivu postavení předloktí na sílu stisku ruky a dynamometrii jako objektivní metodě hodnocení svalové síly.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 STABILITA BEDERNÍ PÁTEŘE

Stabilita je pojem, který obecně hodnotí kvalitu funkcí organismu. Stabilitu kloubu chápeme jako stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly pracují ve vzájemné koaktivaci potřebné k udržení požadovaného postavení. Pohyb v kloubu je tedy vykonáván ekonomicky, s co nejmenšími ekonomickými nároky k dosažení požadovaného úkonu (Suchomel, 2006).

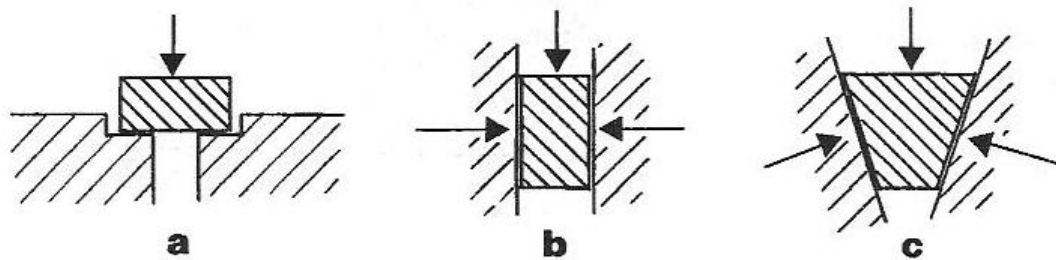
Véle (1995) rozeznává stabilitu statickou a dynamickou. Statická stabilita je dána flexibilním, ale rezistentním spojením segmentů. Na tomto spojení se podílí tři stabilizační pilíře, jsou jimi těla obratlů (proložená meziobratlovými ploténkami), dále artikulace postranních kloubních výběžků (jsou zpevnovány systémem krátkých ligament, kloubními pouzdry a jejich ligamenty) a silný ligamentozní aparát, který kaudální konec páteře spojuje s kostí křížovou a přes sakroiliakální kloub a příslušné vazy s kostrou pánve, pánevním pletencem a dolními končetinami. Statická strukturální stabilita se označuje za stabilitu vnitřní. Tato statická stabilita musí být doplněna ještě dynamickou funkční stabilitou, která se označuje jako vnější. Dynamická stabilita páteře je zajišťována silou svalů a pružností vaziva.

Celková stabilita zahrnuje pasivní stabilitu (kostěný a vazivový aparát) a aktivní stabilizaci (dynamický proces daný svalovou ko-kontrakcí). Velmi důležitým faktorem je efektivní stabilizace sakroiliakálních kloubů. Pool-Goudzwaard et al. (1998) v této souvislosti mluví o tzv. „uzamčení tvarem“ a „uzamčení silou“.

„Domníváme se, že tento koncept se neomezuje pouze na oblast SI kloubů, kde jej autoři popisují, lze jej aplikovat i na další oblasti pohybového systému“ (Suchomel, 2006, 113).

Vzájemná kongruence kostí a chrupavek sousedících kloubních partnerů zajišťuje „uzamčení tvarem“. Napětí vazů je zdrojem silových momentů, stabilizace prostřednictvím ligament přispívá tedy k „uzamčení silou“. Napětí, způsobené vazivovými strukturami však přímo ovlivnit nedokážeme, proto je „silový zámek“ dán téměř výhradně aktivitou svalů.

Výsledkem obou mechanismů je správné nastavení segmentů vůči sobě při dané posturální či pohybové situaci.



Obrázek 1. Schematické znázornění „uzamčení tvarem“ (a) a „uzamčení silou“ (b). Kombinace obou mechanismů (c). (Pool-Goudzwaard et al., 1998)

2.1.1 Funkční centrace kloubu

„Pod funkční centrací rozumíme takové postavení v kloubu, které umožňuje jeho optimální statické zatížení“ (Kolář, 2001, 157).

Jedná se tedy o pojem, který se zásadně liší od pojmů běžně užívaných v ortopedii – centrace, decentrace, luxace, subluxe. Konkrétně jde o funkční postavení, kdy v kloubu je při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách. Kloubní plochy jsou v takové poloze, při které je kloub nejlépe schopen snášet zatížení, má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení. Jedná se tedy o postavení s nevyhodnější statikou. Vlivem maximálního kontaktu kloubních ploch má daný pohyb, resp. poloha, v kloubu také největší facilitační účinnost pro aktivaci svalů.

Na udržování polohy v kloubu se od brzké vývojové fáze podílejí vždy ve spolupráci antagonistické svalové skupiny. Tato synchronní aktivita mezi antagonisty (tj. koaktivace) se v posturálním vývoji objevuje mezi čtvrtým a šestým týdnem života. Dále pak, ve věku 3,5 měsíce, se osový orgán prostřednictvím posturálního zapojení autochtonní muskulatury, břišních svalů a hlubokých flexorů krku nastavuje do postavení, kdy je optimální statické postavení jednotlivých segmentů páteře v sagitální rovině (Kolář, 2001).

Centrované postavení v kloubu proto nelze chápat jen jako určitou statickou pozici segmentů (např. zevní rotaci a abdukci kyčelního kloubu), ale jako vyváženou svalovou aktivitu, která k tomuto držení z každého postavení během pohybu směřuje (Suchomel, 2006).

2.1.2 Posturální stabilizace

„Posturální stabilizaci chápeme jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem“ (Kolář, 2006, 160).

Jde o aktivitu, která zpevňuje segmenty těla proti působení zevních sil, ze kterých dominuje tíhová síla. Posturální stabilizace není synonymem pro bipedální postoj, působí nejen proti gravitaci, ale je součástí všech pohybů (i když se jedná jen o pohyb horních či dolních končetin).

Jakýkoliv pohyb segmentu těla, který je náročný na silové působení – zvednutí břemene, držení břemene, působení končetiny proti odporu i bez odporu, odrazové úsilí apod. – generuje kontrakční svalovou sílu, která je potřebná k překonání odporu. Ta je pak převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Účelem celé této reakce je zpevnění jednotlivých segmentů (kloubů), aby bylo získáno co nejstabilnější „punctum fixum“ a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Takto vznikají vnitřní síly, které působí na pohybové segmenty.

Bez úponové stabilizace není možné provést žádný cílený pohyb. Chceme-li například provést flexi v kyčli, je nutné zpevnit pánev a páteř – místa úponových začátků flexorů kyčle. S tímto pohybem jsou tak spojeny extenzory páteře, břišní svaly, bránice, pánevní dno atd. Právě tyto svaly znemožňují změnu v postavení v inzerční oblasti flexorů. Aktivita svalů, které stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Zajímavé je, že zatímco cílený pohyb volně kontrolujeme, tak reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně, tedy bez našeho vědomí (Kolář, 2006).

Stabilizace páteře uzrává v průběhu posturální ontogeneze, a to prostřednictvím vnitřních sil, tedy svalové aktivity. Nezralá kyfotická páteř se formuje do budoucí lordoticko-kyfotické křivky. Tento anatomický vývoj neprobíhá izolovaně, ale je do značné míry závislý na programech CNS. Nejvíce zřetelný je tento vztah při poruše CNS, kdy nerovnováha svalové aktivity působí na růstové šterbiny a kromě posturální poruchy vzniká i porucha anatomická s biomechanickými důsledky pro kloub. Fyziologický vývoj CNS potom znamená i fyziologický vývoj biomechanický, resp. morfologický (Kolář, 2006).

Celkovou stabilitu tvoří tři subsystemy. Pasivní (kostěné a chrupavčité struktury, ligamenta), aktivní (svaly účastnící se na přímé stabilizaci) a neurální subsystem, který ovlivňuje stabilitu prostřednictvím řízení aktivní složky. Panjabi (1992) popisuje, že při dysfunkci složky jednoho ze subsystemů, může dojít k těmto reakcím organismu: a) okamžitá kompenzace (normalizace funkce), b) dlouhodobý adaptační proces jednoho nebo více subsystemů – i zde se funkce normalizuje, avšak dojde ke změně ve stabilizačním systému, c) postižení jedné nebo více složek některého subsystemu – s celkovou dysfunkcí, která odpovídá např. bolestivému syndromu bederní páteře.

Reakci a) si lze představit jako vznik reflexní změny ve svaly, která je natolik nevýznamná, že vlivem autoreparačních schopností organismu záhy mizí. Nemusí být ani subjektivně vnímána a funkce organismu není dlouhodobě nepříznivě ovlivněna. Situace b) nastává tehdy, jsou-li funkčně vypojeny hluboké lokální stabilizátory, např. vlivem nocicepce, a stabilizační funkce se dostává více pod kontrolu globálních svalů, můžeme tedy hovořit o změně strategie této funkce. Reakce c) je pak odrazem vyčerpání kompenzačních mechanismů organismu zajišťujících určitou

kvalitu pohybového projevu již s přímými důsledky pro pacienta (Suchomel, 2006).

2.1.3 Neutrální zóna bederní páteře

Panjabiho *koncept neutrální zóny* (Panjabi, 1992) má vztah k pohybu jednoho obratle vůči druhému. Představuje velmi malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor kostěných, vazivových a svalových struktur. Tento prostor palpačně nalzáme při vyšetření joint play, z hlediska bariérového principu tedy lze říci, že oblast neutrální zóny je prostorem před dosažením fyziologické bariéry. To však platí pro pasivní vyšetření segmentu, při kterém je pacient co nejvíce relaxován. Situace tak bude jiná při aktivním a pasivním pohybu.

Pokud je segment nestabilní, můžeme ho charakterizovat rozšířením neutrální zóny. Tomu odpovídá posunutí až ztráta fyziologické bariéry a nástup bariéry anatomické. Není-li tato ztráta kompenzována adekvátní svalovou stabilizací, stává se daný úsek páteře zranitelným a může docházet k opakovaným mikrotraumatům chrupavek, meziobratlových disků a dalších měkkých tkání. Cílem kinezioterapie je pak prostřednictvím aktivní podpory (tedy svalové stabilizace) zmenšení velikosti neutrální zóny a její udržení ve fyziologickém rozmezí, které zabraňuje klinické nestabilitě. Tento postup má zásadní význam při ovlivnění hypermobility. Ke zmenšení velikosti neutrální zóny dochází i při chirurgické fixaci segmentu nebo při vzniku osteofytů. To, že dojde ke zmenšení velikosti neutrální zóny však neznamená, že dojde ke snížení celkového rozsahu pohybu (Panjabi, 1992).

Pojem *neutrální zóna* je třeba odlišit od pojmu *neutrální pozice pánve*, který nacházíme u Kendalla (1993). Ten popisuje neutrální pozici pánve jako takovou, při které je spina iliaca anterior superior na obou stranách ve stejné horizontální rovině a zároveň spina iliaca anterior superior je ve stejné vertikální rovině se symfýzou mezi pubickými kostmi. Při této neutrální pozici pánve nalzáme *normální anteriorní zakřivení* v dolní části zad. Jakmile dojde k anteriornímu klopení pánve, Kendall označuje zakřivení v dolní části zad za *lordózu*. Naopak při posteriorním klopení pánve mluví o *plochých zádech*.

2.2 STABILIZAČNÍ SYSTÉM BEDERNÍ PÁTEŘE

2.2.1 Svalová složka

Jednou z rozhodujících vlastností svalů je jejich antigravitační funkce (Kolář, 2001). Janda rozděluje svalový aparát na tonický systém a fázický systém, s tím, že tonické svaly mají tendenci vytvářet kontraktury a plní hlavně posturální činnost (odtud nazývá tyto svaly posturální). Kolář se domnívá, že je nutno opustit koncepci tonických a fázických svalů ve smyslu funkční predispozice posturální, která je připisována svalům tonickým (posturálním), a funkce kinetické připisované svalům fázickým (kinetickým).

Hlavní funkční rozdíl vidí v časovém řazení obou systémů do držení těla, tj. v jejich posturální integraci. Svaly, které mají tendenci k oslabení (tzv. fázické svaly) jsou ve své posturální funkci z fylogenetického, resp. ontogenetického hlediska mladší než svaly inklinující ke kontrakturám. Svou posturální funkcí jsou také vázány na vývojově mladší morfologii skeletu, kterou zároveň podmiňují ve vývoji (Kolář, 2001).

Suchomel (2006) uvádí příklad dělení svalů podílejících se na stabilizaci bederní páteře na lokální a globální stabilizátory.

Tabulka 1. Příklad dělení stabilizačního systému (Suchomel, 2006)

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis	m. OAE
mm. multifidi a rotatores	m. OAI
mm. intertransversarii	m. quadratus lumborum (lat. část)
mm. interspinales	m. RA
m. longissimus pars lumbalis	m. erector spinae
m. iliocostalis lumb. pars lumb.	m. longissimus pars thoracis
m. quadratus lumborum (med. část)	m. iliocostalis lumb. pars thoracis
m. OAI (část k TLF)	
m. psoas maior (zadní vlákna)	

Z Tabulky 1 lze odvodit, že stejný sval (prostřednictvím odlišných částí) může patřit do obou skupin. Funkci těchto svalů je nutné do určité míry chápat ve vzájemné provázanosti.

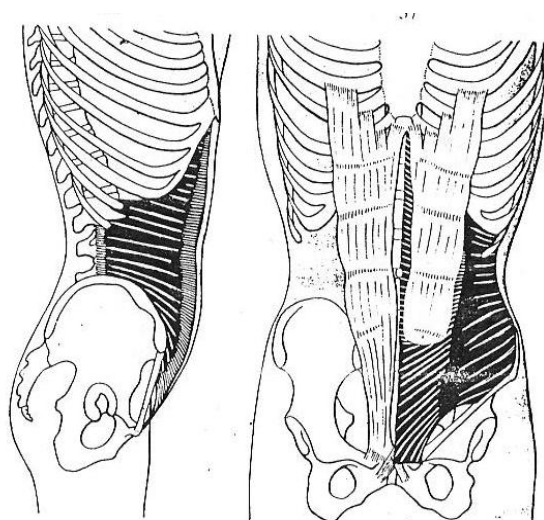
Pro vyšší kvalitu funkcí pohybového systému musí být nejprve funkční hluboký systém (tzv. lokální), který podmiňuje ekonomickou práci globálních svalů (Suchomel, 2006).

2.2.1.1 Lokální stabilizátory

Lokální stabilizátory jsou svaly, které přímo souvisí se segmentální stabilitou. Při jejich aktivitě dochází k minimální změně délky vláken (Gibbons & Comerford, 2001). Mají velmi krátká vlákna, která jsou zodpovědná za nastavení jednoho segmentu vůči druhému. Bez jejich aktivity by nebyl možný proces centrace. Tyto drobné intersegmentální svaly mají mnohokrát více svalových vřetének než svaly velké. S tím je spojena významná propioceptivní aferentace. Příslušnost k lokálnímu systému z pohledu anatomie můžeme zobecnit právě na intersegmentální průběh svalu nebo jeho části (Suchomel, 2006).

Za lokální stabilizátory jsou nejčastěji označovány *m. transversus abdominis* a *m. multifidus* (Richardson, Jull, Hodges & Hides, 1999), proto se jimi budeme zabývat podrobněji.

M. transversus abdominis je nejhloběji uložený břišní sval. Má plochý tvar. Odstupuje od laterální třetiny ligamentum inguinale, předních 2/3 vnitřní hrany crista iliaca, laterálního švu („raphe laterale“) thorakolumbální fascie a od vnitřní strany šesti dolních žeber. Laterální šev je tvořen společně s *m. OAI*. Prostřednictvím TLF odstupuje i od kostálních výběžků bederních obratlů. Na šesti kaudálních žebrech se v místě začátku prstovitě spojuje s kostálními vlákny bránice. Dvořák a Holibka (2006) ve své práci nedokázali makroskopicky ani mikroskopicky určit, zda se v dané inzerční oblasti jedná o vlákna brániční či zda se již jedná o podélná vlákna *m. transversus abdominis*. Na čtyři poslední žebra se současně napojuje i *m. serratus posterior inferior*. Pouze střední vlákna mají horizontální směr, šikmá horní „běží“ nahoru a mediálně, šikmá dolní směřují inferiorně a mediálně (Kapandji, 1974). Hodges (1999) považuje za majoritní horizontální část svalu. Vpředu *m. TrA* inzeruje do linea alba, ve které se spojuje s druhostranným svalem. Svoji aponeurosou tvoří zadní list pochvy přímého břišního svalu, pod úrovní linea arcuata přechází do předního listu pochvy RA. Jedině nejnižší uložená vlákna se pak spojují s *m. OAI* na os pubis (Čihák, 1987; Hodges, 1999; Kapandji, 1974).



Obrázek 2. Průběh jednotlivých vláken m. TrA podle Kapandjiho (Kapandji, 1974)

Čihák (1987) popisuje vliv m. transversus abdominis na rotaci trupu, naproti tomu Hodges (1999) uvádí, že tento sval má pro rotaci trupu velmi nevýhodné podmínky. Také zmiňuje, že při jeho kontrakci dojde k „zúžení“ pasu (díky horizontálnímu průběhu vláken) a zvýší se napětí thorakolumbální fascie. M. transversus abdominis se účastní na zvýšení nitrobršního tlaku a významně participuje při dýchání. Účastní se intersegmentální stabilizace Lp dvěma mechanismy, které se pravděpodobně ještě kombinují. Jednak můžeme uvažovat o významu zpevnění prostřednictvím fascií a svalově-fasciových smyček. Dalším faktorem je zvýšení intraabdominálního tlaku.

V souvislosti s m. transversus abdominis mluvíme o tzv. „feedforward“ - dopředné vazbě, kdy se tento sval aktivuje již při anticipaci pohybu.

M. multifidus je považován za významný extenzor bederní páteře, a to pro vertikální průběh svých vláken. V rámci tzv. transverzospinálního systému popisuje tuto funkci i Kapandji (1974).

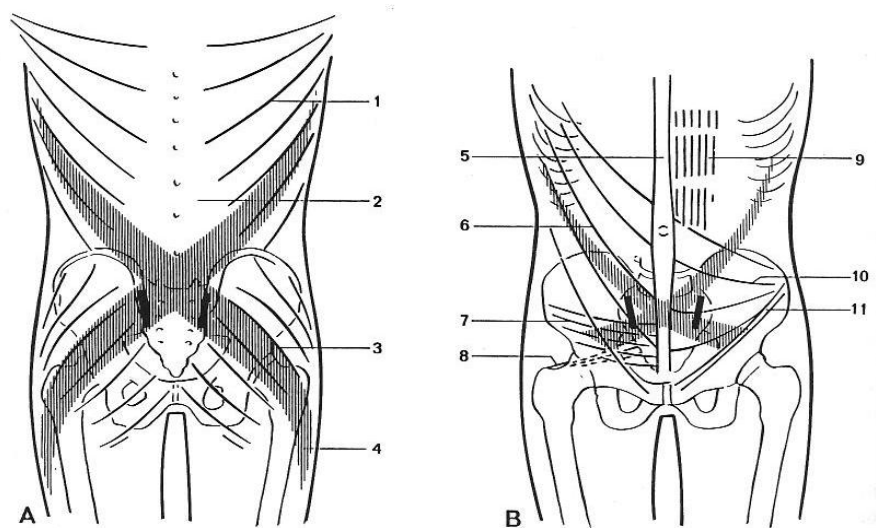
Při aktivně prováděném pohybu v Lp se téměř nemění délka vláken toho svalu – zejména hlubokých vláken, která jsou zároveň nejkratší. To svědčí pro teorii, že jde spíše o intersegmentální stabilizaci, než o pohyb trupu (Stanford, 2002). U delších a povrchovějších částí bude více vyjádřena i extenční složka svalu.

2.2.1.2 Globální stabilizátory

Globální svalový systém umožňuje převod sil a zatížení z oblasti dolních a horních končetin, pánve i horní části trupu, je zodpovědný za „viditelnou“ stabilitu. Ze své podstaty se více účastní na pohybu rychlém, silovém a zároveň méně přesném (Suchomel, 2006).

Svaly, označované za globální stabilizátory spolu komunikují prostřednictvím thorakolumbální fascie, která hraje pro stabilizaci bederní páteře a SI kloubů obrovský význam. Proto bychom k výše uvedeným svalům měli zařadit i m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a m. biceps femoris, které se k thorakolumbální fascii také připojují.

Zásadní význam mají tyto svalové skupiny při vzájemné ko-kontrakci. Jsou popisovány jako funkční svalové smyčky či řetězce: první a druhý šikmý řetězec dle Vojty (1995), posteriorní šikmý řetězec a anteriorní šikmý řetězec (Pool-Goudzwaard et al., 1998).

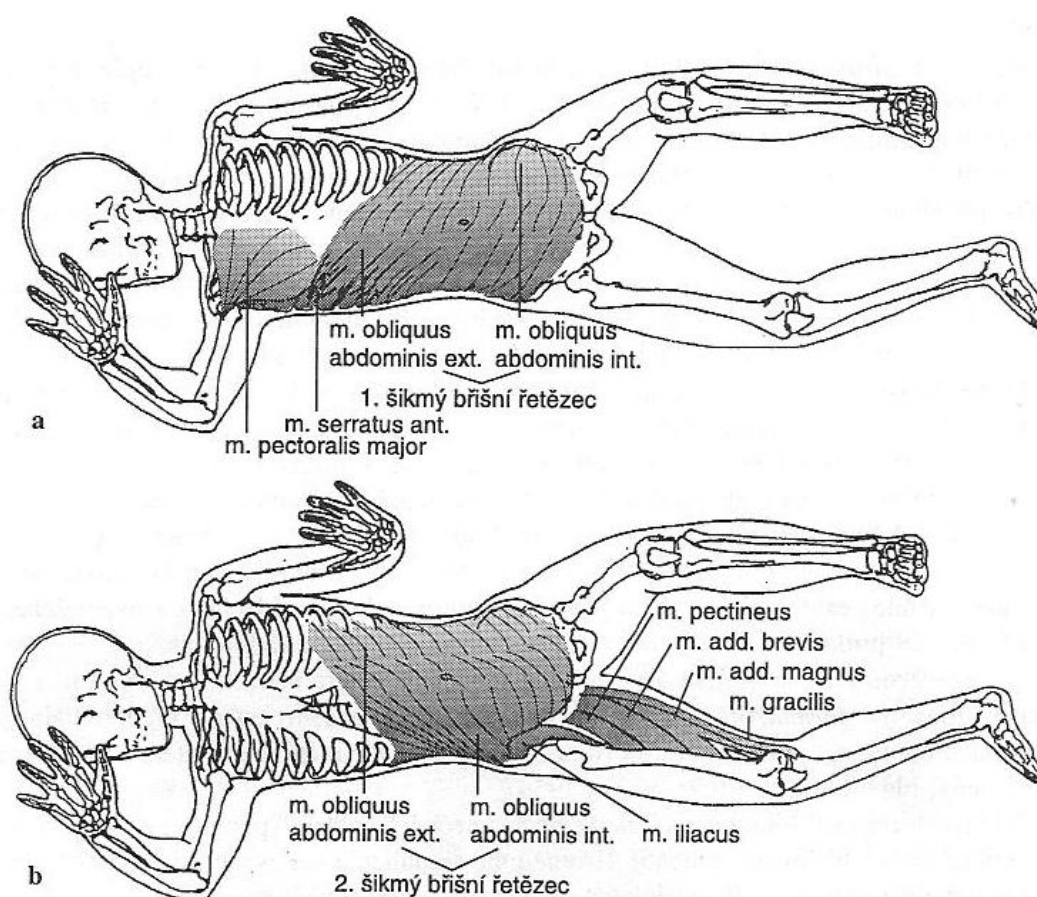


Obrázek 3. Schematické znázornění svalových řetězců. Posteriorní šikmý řetězec (A): 1 - m. latissimus dorsi, 2 – thorakolumbální fascie, 3 - m. gluteus maximus, 4 – tractus iliotibialis. Anteriorní šikmý řetězec (B): 5 – linea alba, 6 – m. OAE, 7 – m. TrA, 8 – m. piriformis, 9 – m. RA, 10 – m. OAI, 11 – ligamentum inguinale

Ze schematického znázornění svalových řetězců (Obrázek 3) je zřejmé, že v oblasti pánve a bederní páteře je přítomno mnoho anatomických a funkčních spojek, které umožňují převod sil z horní poloviny těla na dolní polovinu těla a naopak prostřednictvím globálních stabilizátorů. Toto

spojení však nedokáže zajistit pouze thorakolumbální fascie, jak bylo uvedeno výše, ale je velmi úzce spojeno i s vazivovými strukturami (především se jedná o ligamenta pánve a SI kloubů) a lokálními stabilizátory.

V reflexní lokomoci podle Vojty je ještě více zřetelné vzájemné ovlivňování obou svalových systémů. Vojta a Peters (1995) popisují tzv. břišní řetězce. V průběhu reflexního otáčení dochází postupně k diferenciaci břišní muskulatury na první a druhý šikmý břišní svalový řetězec (Obrázek 4). Zdůrazněna je nutnost zapojení dorzální muskulatury při rotaci trupu. Jen tak může dojít k správné aktivaci prvního a druhého šikmého břišního řetězce. Tuto souhru mezi svalovými skupinami (zde konkrétně ventrální a dorsální) nazývá Vojta *antagonistickou synergií*.



Obrázek 4. První šikmý břišní řetězec (a) a druhý šikmý břišní řetězec (b) podle Vojty (1995)

2.2.1.3 Funkční svalová jednotka

M. transversus abdominis se spolu s m. multifidus významným způsobem podílí na stabilizaci bederní páteře. Není však možné, aby v této funkci pracovaly izolovaně. Velký význam pro dobrou stabilizaci bederní páteře má zvýšení intraabdominálního tlaku. Například pro snížení zatížení L/S přechodu při předklonu popisuje Kapandji (1974) důležitost zapojení břišní muskulatury. To usnadní práci paravertebrálním svalům a sníží zatížení segmentů bederní páteře. Pro zvýšení intraabdominálního tlaku je nutná současná kontrakce m. transversus abdominis, svalů pánevního dna a bránice.

Hodges (1999) popisuje funkční souvislost m. TRA a bránice. Jejich preaktivace vzhledem k zapojení m. deltoideus při flexi v rameni je shodná. Tuto funkční provázanost je nutno vidět pod řídicím vlivem CNS.

2.2.2 Vazivová složka

Jak bylo zmíněno v kapitole 2.1.2, vazivová a kostěná složka zaujímá významnou úlohu v Panjabihovo pojetí stability. Podstatou tzv. „uzamčení tvarem“ jsou kostěné struktury, ligamenta pak přispívají k tzv. „uzamčení silou“.

Z hlediska širších souvislostí nemají vlastní ligamenta bederní páteře na stabilitu Lp až takový vliv. Tato ligamenta, jako např. lig. supraspinale, interspinale, lig. flavum, ligamenta intertransversaria, se svou úlohou nijak neliší od obecného pojetí úlohy ligament. Naopak funkční vliv na stabilitu Lp mají lig. sacrotuberale a lig. sacroiliacale dorsale, která anatomicky patří k vazům pánve a sacroiliakálním kloubům.

Ligamentum sacroiliacale je kraniálně připojeno k zadní horní spině (SIPS) a příslušné části os ilium, kaudálně k laterální hraně 3. a 4. segmentu křížové kosti. Mediální vlákna jsou spojena s lamina profunda zadního listu thorakolumbální fascie a přikládají se k aponeurose m. erector spinae. Pod aponeurosou erektoru pak hlouběji komunikuje ligamentum s m. multifidus. Při nutaci křížové kosti se toto ligamentum povoluje, při kontranutaci se napíná (Vleeming et al., 1996).

Ligamentum sacrotuberale je spojeno s úponem dlouhé hlavy m. biceps femoris. Tento vaz kraniálně přímo komunikuje s lamina profunda TLF a jejím prostřednictvím i s lamina superficialis TLF. Nejmediálnější vlákna lig. sacrotuberale se upínají na kraniální část křížové kosti, laterální vlákna míří ke kaudální části sakra. Vlákna úponové šlachy dlouhé hlavy bicepsu dosahují spíše na laterální část sedacího hrbolu a prostřednictvím popisovaného vazů pokračují ke kaudální části sakra (Vleeming et al., 1996).

Anatomické spojení ligament a některých lokálních stabilizátorů je dobře známé. Je důležité si však uvědomit funkční provázanost těchto složek. Jakákoliv změna v jedné struktuře je následována reakcí v dalších strukturách pohybového aparátu. Například změna napětí sacrotuberálního ligamenta může být způsobena aktivitou m. biceps femoris, nebo jen pohybem přímo v sacroiliálním kloubu, nebo napnutím lig. sacroiliacale a tím pádem zvýšeným napětím m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus. Je proto nesmírně důležitá dynamická spolupráce v tomto svalově-fasciovém komplexu, která má za cíl především dobrou centraci segmentů.

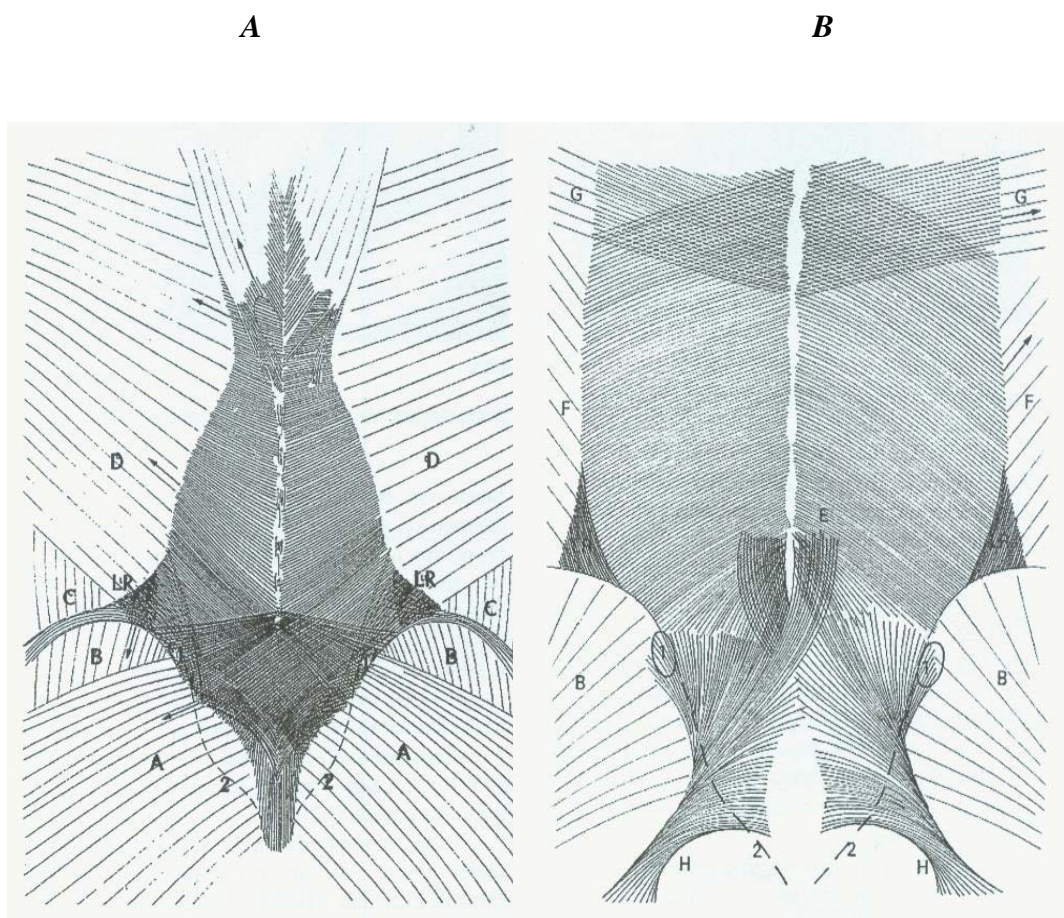
2.2.3 Thoracolumbální fascie a její význam pro stabilitu bederní páteře

Thoracolumbální fascie (TLF) je tvořena třemi listy – přední, střední a zadní. Přední (anteriorní) list se odvíjí od fascie m. quadratus lumborum a upíná se na přední plošky processu transversu obratlů Lp. Střední list se mediálně upíná na příčné výběžky obratlů Lp, leží za m. quadratus lumborum. Zadní (posteriorní) list kryje zádové svaly. Odstupuje od trnů Thp a Lp, dále jde od lumbosakrální oblasti do oblasti hrudní, až k m. splenius. V lumbální oblasti se rozpíná od erektorů trupu, 12. žebra až po crista iliaca, v sacrální oblasti pak od střední čáry po SIPS. V úrovni L4/5 a v oblasti sakra je mezi lamina superficialis a lamina profunda zadního listu TLF silné spojení. M. transversus abdominis a m. obliquus abdominis internus jsou k TLF nepřímo připojeny prostřednictvím „lateral raphe“ tzv. „laterálního švu“. Jedná se o spojení středního a zadního listu TLF, leží laterálně od m. erector spinae a kraniálně od crista iliaca.

Lamina superficialis TLF komunikuje s m. gluteus maximus, m. latissimus dorsi a částečně s m. obliquus abdominis externus a m. trapezius. Nejvýznamnější vlákna fascie běží medio–kaudálně ve směru vláken m. latissimus dorsi k supraspinálním ligamentům a spinózním výběžkům nad L4. Pod úrovní L4 jsou vlákna této fascie méně organizována a připojují se přes křížovou kost, v místě crista mediana, až na kontralaterální zadní horní spinu a crista iliaca. Kvůli rozdílnému průběhu vláken m. gluteus maximus a m. latissimus dorsi má lamina superficialis v úrovni L4/5 síťovitý charakter.

Jednotlivá vlákna *lamina profunda TLF* jsou orientována kolmo na vlákna lamina superficialis, vedou tedy latero–kaudálně. Vlákna hluboké vrstvy přímo komunikují s lig. sacrotuberale a je tak umožněno spojení mezi tímto ligamentem a povrchovou vrstvou TLF. Lamina profunda je v oblasti pánve připojena k zadním horním spinám, crista iliaca a k lig. sacroiliacale. V místě „laterálního švu“ se TLF setkává s m. obliquus abdominis internus. V oblasti mezi crista mediana a zadními spinami se spojuje tato část TLF s fascií m. erector spinae. Kraniálně, v lumbální oblasti, je hluboká vrstva TLF slabší a volně posunlivá, v oblasti dolní hrudní páteře se napojují vlákna m. serratus posterior inferior (Vleeming et al., 1995). Obrázek 5 dobře

znázorňuje uvedené vztahy.



Obrázek 5. **A** - Lamina superficialis TLF. (A) – m. gluteus maximus, (B) – m. gluteus medius, (C) - m. externus obliquus abdominis, (D) – m. latissimus dorsi, (1) - SIPS, (2) - sacrum, (LR) - lateral raphe; **B** - Lamina profunda TLF. (B) – m. gluteus medius, (E) – spojení mezi hlubokým listem TLF a fascií m. erector spinae, (F) – m. internus obliquus abdominis, (G) – m. serratus posterior interior, (H) – lig. sacrotuberale, (1) – SIPS, (2) – sacrum, (LR) – část laterálního švu (Vleeming et al., 1995).

Výše uvedené struktury spolu úzce souvisí. Proto, změna napětí jedné struktury, ovlivní strukturu, která je s ní anatomicky či funkčně spojena. Jde tedy o vytvoření „ideálního“ napětí TLF, které ovlivní koordinovanou aktivitu všech struktur majících vztah k této oblasti. Naopak můžeme počítat s tím, že výše uvedené struktury mohou mít výrazný vliv na TLF a stav m. gluteus maximus a m. latissimus dorsi.

2.3 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

Hluboký stabilizační systém páteře představuje svalovou souhru, která zabezpečuje stabilizaci (zpevnění) páteře během všech pohybů. Svaly HSS jsou aktivovány i při jakémkoliv statickém zatížení (stoji, sedu) a doprovází každý cílený pohyb horních a i dolních končetin. Zatímco cílený pohyb volně kontrolujeme, tak reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně, tedy bez našeho uvědomění (Kolář, 2005).

Hluboký stabilizační systém je v zásadě tvořen *lokálními stabilizátory*, má tedy vlastnosti, které jsou charakteristické pro tuto skupinu svalů. Zejména jde o schopnost přímé participace na segmentálním pohybu (mimo jiné díky schopnosti „anticipace“). Při jejich včasné a dobré aktivaci je příslušný segment lépe chráněn před postupným přetížením vlivem v čase se sumujících sil. Svaly hlubokého stabilizačního systému vytváří „punctum fixum“ pro ekonomickou práci globálních svalů (Suchomel, 2006).

2.3.1 Svaly hlubokého stabilizačního systému

Ke svalům HSS v oblasti bederní páteře jsou řazeny především *mm. multifidi*, dále pak *m. transversus abdominis*, *bránice* a *svaly pánevního dna*, což je svalstvo, které tvoří funkční jednotku a podílí se na vytváření nitrobřišního tlaku. Kvůli segmentálnímu průběhu svých vláken se k HSS přiřazují ještě costovertebrální a iliovertebrální vlákna *m. quadratus lumborum*, zadní vlákna *m. psoas major* a zadní vlákna *m. obliquus abdominis internus* (Hodges, 1999; Kolář, 2006; Pool-Goudzwaard, 1998).

V oblasti cervikální a torakální oblasti má zásadní význam souhra mezi hlubokými extenzory, které tvoří *m. semispinalis capitis et cervicis*, *m. splenius capitis*, *m. splenius cervicis*, *m. longissimus cervicis et capitis* a ventrální muskulatury zastoupené *m. longus coli et capitis* (Kolář, 2006).

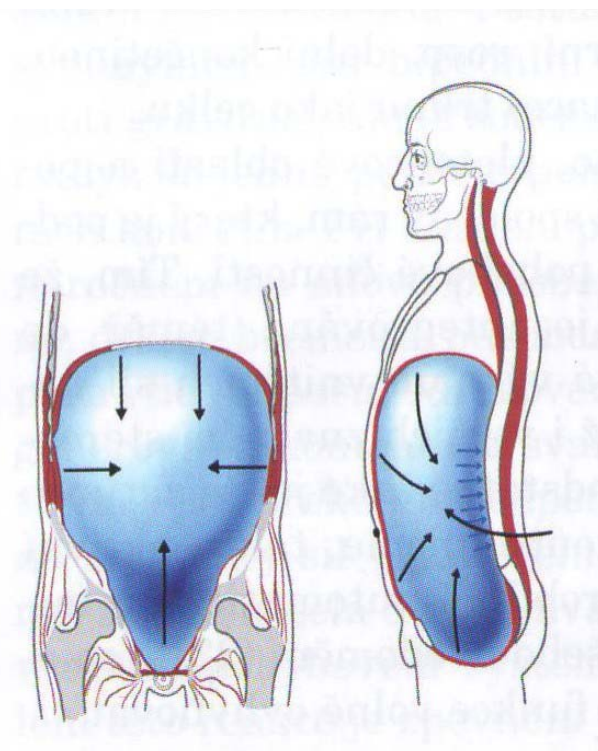
2.3.2 Stabilizační funkce bránice

Dobrá funkce bránice má zásadní význam pro přední stabilizaci páteře, resp. tvorbu nitrobřišního tlaku.

„Aktivace bránice v posturálním režimu je podmínkou každé pohybové činnosti a její intenzita rozhoduje o tom, zda si dechová a posturální aktivita nekonkurují“ (Kolář, 2006, 162).

Tato posturální aktivita probíhá paralelně s dechovou funkcí. Při posturálně náročnější činnosti proběhne synchronizace dechu, či dokonce dojde k apnoické pauze a po tuto dobu je respirační svalstvo zapojeno plně ve prospěch postury, a to i za cenu krátké hypoxie. Při stabilizaci páteře se při dýchání oploští konvexní kontura bránice a dýchání probíhá při jejím zvýšeném tonické napětí. Pro fyziologickou stabilizaci synchronizovanou s dýcháním je tedy podstatné, aby respirační pohyby bránice probíhaly při její oploštělé konvexní kontuře, tzn. při její bazální tonické aktivitě. Za patologické situace pak můžeme sledovat její vysoký stav (Kolář, 2006).

Vývoj stabilizační a respirační funkce je během ontogeneze úzce propojen. Za fyziologické situace je páteř do hrudníku jakoby vtlačena. Při zapojení bránice do stabilizace páteře je z funkčního a biomechanického hlediska podstatné postavení předozadní osy bránice, respektive centrum tendineum. Jedná se o osu mezi inzercí pars sternalis a kostofrenickým úhlem, která je za fyziologické situace nastavena horizontálně. Tím je horizontálně nastaveno i centrum tendineum a bránice svou kaudální tonickou aktivací může vytvořit potřebný tlak v břišní dutině (Obrázek 6). Působí tak jako píst (Kolář, 2006).



Obrázek 6. Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly za fyziologické situace (Kolář, 2006).

2.3.3 Stabilizační funkce břišních svalů a pánevního dna

Bránice úzce spolupracuje s břišními svaly. Souvisí spolu nejen funkčně, ale i morfologicky. Dvořák a Holibka (2006) se ve své práci snažili zjistit úpravu inzerční části pars costalis bránice mimo úpony na žebrech, tedy v interkostálních prostorech laterální části dolní hrudní apertury. Na kadaverózních preparátech se jim makroskopicky ani mikroskopicky nepodařilo jednoznačně určit, zda pozorovaná svalová vlákna jsou ještě brániční či zda se již jedná o podélná vlákna m. transversus abdominis. Výsledky práce podporují fakt úzké funkční souhry mezi bránicí a m. transversus abdominis.

„Strukturální charakter mechanické vazby obou svalů v zájmovém prostoru svědčí o jejich neoddělitelné participaci na respiračních a posturálních dějích“ (Dvořák & Holibka, 2006, 55).

Břišní svaly spolu se svaly pánevního dna se během stabilizace zapojují proti kontrakci bránice a tím spoluvyvíjí a adjustují nitrobřišní tlak. Při posturálním vzoru stabilizace je však podstatný aktivační „timing“. Břišní svaly nesmí předběhnout kontrakci bránice, protože by nedošlo k dostatečnému oploštění bránice, což by v konečném důsledku vedlo k zvýšené aktivaci paravertebrálních svalů (Kolář, 2006).

Úlohou břišních svalů je, aby při stabilizaci nedošlo ke kraniálnímu souhybu hrudníku. Vytváří totiž punctum fixum, které umožňuje kontrakci bránice. Spolu s oploštěním bránice pomáhají břišní svaly svou koncentrickou nebo izometrickou aktivitou zvýšit nitrobřišní tlak, což je významný stabilizační moment (Kolář, 2007).

2.3.4 Vliv stability bederní páteře na funkci horních a dolních končetin

Žádný cílený pohyb (včetně končetin) není možné provést bez úponové stabilizace svalu, který daný pohyb vykonává. Provedeme-li například flexi v kyčli, tak je nutné provést zpevnění páteře a pánve, úponových začátků flexorů kyčle (m. rectus femoris, m. iliopsoas, m. sartorius). S pohybem v kyčelním kloubu jsou tak spojeny extenzory páteře, břišní svaly, bránice, pánevní dno atd., které znemožní změnu v postavení v inzerční oblasti flexorů. Aktivita svalů, které stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejíž úpony souvisí. Jakýkoliv pohyb v segmentu je tak převáděn do celé postury. Každý pohybový manévr má převod stabilizace do úponově provázaných oblastí, potažmo do celého těla (Kolář, 2006).

Opakovaně bylo zjištěno, že aktivace bránice, břišních a zádových svalů předbíhá pohybovou činnost horní a dolní končetiny. Konkrétně Hodges a Richardson (1997) ve své studii potvrdili, že při pohybu dolní končetinou předchází aktivita m. TrA a m. multifidus zapojení svalů příslušné dolní končetiny, a to bez závislosti na směru pohybu. Byla hodnocena aktivita příslušných svalů pomocí EMG signálu pro pohyby do flexe, extenze a abdukce v kyčelním kloubu, vše v poloze ve stoji. Dále se autoři zabývali hodnocením aktivity příslušných svalů v závislosti na

změně vnějších podmínek, jako bylo vychýlení trupu či přidání zátěže (ve formě závaží) na dorsální nebo ventrální část trupu. I v tomto případě docházelo k aktivaci stabilizačních svalů již při anticipaci pohybu.

Podobně také Béraud a Gahéry (1995) hodnotili aktivitu svalstva zajišťující stabilitu páteře. Tuto aktivitu stabilizačních svalů zkoumali při prudkém pohybu dolní končetinou, nebo-li při kopnutí. Potvrdili, že stabilizační svalstvo při pohybu dolní končetinou nejen zajišťuje posturální stabilitu a udržuje rovnováhu těla, ale také se podílí na zlepšení efektivity prováděného pohybu.

V roce 1996 to byli opět autoři Hodges a Richardson, kteří se snažili zjistit, zda se m. transversus abdominis aktivuje ještě před kontrakcí svalů zajišťujících flexi, abdukcii a extenzi v ramenním kloubu. Porovnávali skupinu 15 zdravých jedinců se stejně početnou skupinou trpící bolestmi zad. Ve všech případech se m. transversus abdominis aktivoval ještě před započatím samotného pohybu v ramenním kloubu. U osob s bolestmi zad však byla tato aktivace výrazně pozdější než u zdravých jedinců.

Urquhart, Hodges a Story (2004) pak ve své studii poukázali na to, že záleží na poloze, ve které se m. transversus abdominis aktivuje. Prokázali, že při pohybu v ramenním kloubu v poloze vsedě se abdominální svaly zapojují později, než ve vzpřímeném stoji.

Uvedené poznatky byly podkladem pro tuto diplomovou práci. Pro hodnocení aktivity stabilizačních svalů byl použit pohyb do extenze v kolenním kloubu proti maximálnímu odporu. Pohyb tedy probíhal v uzavřeném kinematickém řetězci. Zároveň se prováděl maximální stisk ručního dynamometru, přičemž se posuzoval vliv stabilizačního svalstva na velikost síly při izometrické kontrakci do extenze v KOK a na sílu stisku ručního dynamometru.

2.3.5 Hluboký stabilizační systém z hlediska patologie

Souvislost mezi poruchou HSS a vertebrogenními obtížemi je dobře známá. Současní autoři (Hodges & Richardson, 1997; Cholewicki et al., 1997) ve svých pracích často poukazují na to, že u jedinců s bolestmi zad v anamnéze je porušen nábor specifických svalů trupu při jejich reakcích na zevní podněty. Je-li snížena schopnost stabilizace, dochází k opoždění kontrakce m. transversus abdominis. Ta vede k rozšíření neutrální zóny a zvýšení biomechanických nároků na samotnou páteř.

Není to však pouze insuficience svalových stabilizátorů, která způsobuje přetížení páteře. Význam pro toto přetížení má i nadměrná a jednostranná aktivita svalů, které tuto nedostatečnost kompenzují. Vznikají tak vnitřní síly působící na páteř, které mohou přesahovat význam sil vnějších (Kolář, 2005).

Zásadní je proto rovnováha mezi globálními a lokálními stabilizátory. Nedostatečné zapojení

lokálních stabilizátorů vede k převaze globálního svalového systému. Stabilita tedy zajišťována je, ale zcela nevhodným způsobem. Hyperaktivitu globálních stabilizátorů lze chápat jako kompenzační mechanismus nutný k zajištění stability (Suchomel, 2006).

V této situaci jsou však jednotlivé segmenty při pohybu nedostatečně nebo nevhodně fixovány. To vede k výraznému chronickému přetěžování a k nedostatečné svalové ochraně jednotlivých segmentů páteře během pohybu, při statickém zatížení a při působení vnějších sil (Kolář, 2005).

Pacient pak vyhledává odbornou pomoc pro bolest, která je známkou vyčerpání kompenzačních mechanismů. Dochází k přetížení svalového systému s důsledky pro vazivový a kostěný aparát. Navíc převaha globálního svalového systému přispívá k dalšímu vypořádání lokálních stabilizátorů z pohybových schémat. V oblasti bederní páteře k této situaci dochází po atace low back pain (LBP) (Suchomel, 2006).

Hides, Richardson a Jull (1996) uvádějí, že po prvním, akutním průběhu LBP není návrat funkce m. multifidi spontánní a automatický, a to i po odeznění bolesti. Ukazuje se, že u pacientů s LBP mizí schopnost anticipace pohybu (v této situaci je vyjádřena preaktivací m. transversus abdominis a bránice). Není-li návrat funkce těchto svalů spontánní, udržuje se výrazné riziko recidiv potíží (Suchomel, 2006).

2.4 Vliv postavení předloktí na sílu stisku ručního dynamometru

2.4.1 Svaly pro pronaci a supinaci ruky

Pronace – otáčení palcem dovnitř, dlaní dolů

M. pronator teres – obě hlavy tohoto svalu končí na radiu (v jeho středu) a připojují k němu přes caput humerale humerus a přes caput ulnare ulnu. Působí pronaci s flexí ruky.

M. pronator quadratus – spojuje radius s ulnou. Působí pronaci ruky.

Supinace – otáčení palcem zevně, dlaní nahoru

M. biceps brachii – je hlavní supinátor ruky. Caput longum spojuje lopatku s radiem, caput breve spojuje rovněž lopatku s radiem. Tento sval působí jednak na rameno, kde caput longum provádí abdukci a caput breve addukci paže, a jednak na loketní kloub, kde provádí flexi v lokti se značným supinačním účinkem.

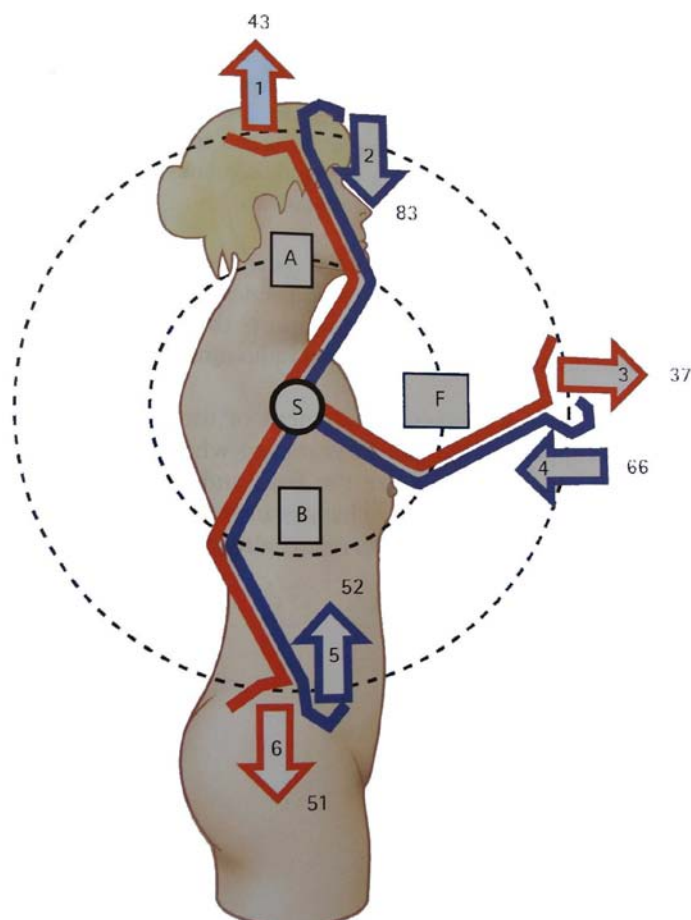
M. supinator – spojuje ulnu s radiem. Působí supinaci ruky.

Pronace předloktí je výrazně slabší než supinace. Často bývá supinace omezena pro pronační kontrakturu. Supinace a pronace jsou pod větším centrálním vlivem než flexe a extenze předloktí. Je-li klidový tonus pronátorů větší než supinátorů a ruka má tendenci zaujímat spíše pronační než supinační postavení, je to již známka porušené rovnováhy (normálně je tomu naopak). Supinace a pronace jsou velmi důležité při sebeobsluze i při práci (Véle, 2006).

2.4.2 Výkonnost flexorů a extenzorů předloktí

Kapandji (2007) uvádí, že flexory předloktí jsou o něco silnější než extenzory předloktí. Projeví se to tak, že při relaxované paži je loket v semiflekčním postavení. Síla flexorů se však odvíjí od rotace předloktí. Je-li předloktí pronováno, pak je síla flexorů vyšší než když je předloktí v supinaci. Je to dáno tím, že *m. biceps brachii* je v pronaci napínán a může tak vykonat efektivnější flexi.

Svalová síla předloktí je ovlivněna postavením v ramenním kloubu (Obrázek 7). Při vzpažení nad hlavu (tlačení) je při extenzi silový moment asi 43 kg a při flexi (vytažení se nahoru) až 83 kg. Při flektované paži se při tlačení může vyvinout síla asi 37 kg a při flexi (tažení) asi 66 kg. Při přitažení a extenzi v rameni je síla při flexi (zvedání) 52 kg a při extenzi (vzepření se) asi 51 kg (Kapandji, 2007).



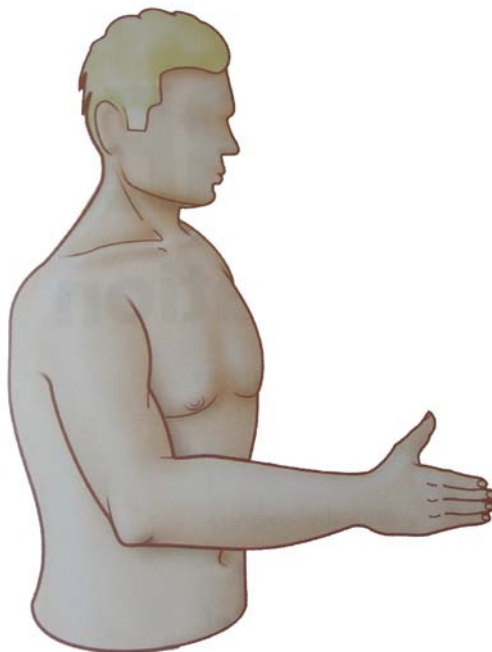
Obrázek 7. Vliv postavení ramenního kloubu na sílu svalů předloktí (Kapandji, 2007).

V této diplomové práci nás nejvíce zajímal vliv postavení předloktí na sílu stisku ruky. V roce 1996 provedli autoři Richards, Olson a Palmiter-Thomas studii, ve které se zabývali vlivem postavení předloktí na sílu stisku ručního dynamometru. Do tohoto výzkumu se zapojilo 106 osob, přičemž u každé z nich byla změřena velikost síly při stisku ručního dynamometru v supinaci, v neutrální pozici předloktí a v pronaci, a to třikrát pro každou uvedenou pozici. Nejvyšší hodnoty na ručním dynamometru byly naměřeny v supinaci. O něco nižší hodnoty byly zaznamenány při neutrálním postavení předloktí a jako nejnevýhodnější pozice pro stisk ručního dynamometru se ukázala pronace.

Podobně autoři De Smet, Tirez a Stappaerts (1998) sledovali, zda se při pohybu předloktí z pronace do supinace bude měnit velikost stisku ručního dynamometru. Zároveň porovnávali velikost stisku ručního dynamometru při fixovaném zápěstí a nefixovaném zápěstí. U mužů se síla stisku v pronaci ukázala jako signifikantně nejnižší, a to jak u imobilizovaného zápěstí, tak u volného zápěstí. U žen pak byla síla stisku nejnižší v pronaci, a to při fixovaném zápěstí.

Vliv postavení předloktí na sílu stisku dynamometru byl jednoznačně prokázán. Z toho vyplývá nutnost důsledného dodržování stejné polohy při měření síly na ručním dynamometru.

V této diplomové práci jsme pro měření stisku ručního dynamometru zvolili polohu, ve které předloktí bylo v neutrální pozici (ruka leží ve vertikální rovině) a loket byl flektován na 90°. Kapandji tuto polohu nazývá jako funkční (Obrázek 8.)



Obrázek 8. Funkční pozice (Kapandji, 2007).

2.4.3 Základní funkční postavení ruky

Základní poloha vyváženého postavení ruky před úchopem je takové, při kterém je zápěstí mírně extendováno a v lehké addukci (ulnární dukci), prsty jsou v mírné semiflexi postupně se zvětšující směrem k malíku a palec je ve střední opozici.

Véle (2006) uvádí, že účinnost flexorů prstů je jenom asi 25% při flexi zápěstí než při jeho současné extenzi. Popisuje synergii extenzorů zápěstí s flexory prstů.

Během našeho měření probandi tiskli ruční dynamometr úchopem, který by Véle (2006) definoval jako úchop palmární s palcovým zámekem (celou rukou) (Obrázek 9.).



Obrázek 9. Úchop palmární s palcovým zámkem (Kapandji, 2007).

2.5 SVALOVÁ TKÁŇ

Svalová tkáň slouží k pohybu a udržování polohy organismu v prostoru, tvoří stěny dutých orgánů a umožňuje jejich funkce. Je složena z buněk, které jsou schopny reagovat na podráždění změnou své délky nebo napětí. V průběhu fylogeneze se vyvinulo několik typů svalů:

- svaly kosterní (příčně pruhované),
- srdeční sval (modifikovaný kosterní),
- hladké svaly (Rokyta, 2000).

Základní fyziologickou vlastností svalu je dráždivost a stažlivost (schopnost reagovat stahem na podněty elektrické, humorální i mechanické). Základní fyzikální vlastností svalů je pružnost a pevnost (Rokyta, 2000).

2.5.1 Kosterní sval a sarkomera

Kosterní svaly jsou svaly příčně pruhované a uplatňují se především jako funkční prvky pohybového ústrojí svými mechanickými vlastnostmi, tj. pružnost a pevnost a schopnost kontrakce (nervovým systémem řízená schopnost svalu generovat sílu a zkracovat se) i relaxace. Příčné pruhování je důsledkem velmi pravidelného uspořádání molekulárních útvarů, které vytvářejí základní strukturní a funkční moduly, tzv. sarkomery. Ty jsou paralelně a v sérii uspořádány do myofibril, které v různém počtu vyplňují svalové vlákno. Svalové vlákno vzniklo v průběhu vývoje spojením mnoha buněk, a obsahuje proto množství buněčných jader (Trojan et al., 2005).

Sarkomeru ohraničují na obou koncích struktury označené jako Z-linie, v nichž jsou zakotvena tenká (aktinová) filamenta, směřující ke středu sarkomery. Středem sarkomery procházejí v podélné ose silná (myozinová) filamenta, která jsou ve střední části – v místech označených jako M-linie – propojena bílkovinou. Aktinová a myozinová filamenta se částečně v proměnlivém rozsahu překrývají. Při zkracování se filamenta proti sobě posouvají, Z-linie se k sobě přibližují a překrytí filament se také mění.

Z-linie a M-linie propojují pružná vlákna titinu (což je největší známá bílkovina), která přiléhají k myozinovému filamentu (a jsou s ním spojena). Vlákna titinu vytvářejí organizační a elastickou osu celé sarkomery a v Z-liniích se spojují s molekulami titinu sousedních sarkomer.

Součástí struktury sarkomery jsou regulační bílkoviny tropomyozin a troponin, které jsou umístěny podél aktinového vlákna a za spoluúčasti iontů Ca^{2+} ovlivňují možnost interakce myozinových hlav s aktinem (Trojan et al., 2005).

2.5.2 Typy příčně pruhovaných svalů

Příčně pruhované svaly je možno makroskopicky rozdělit na dva typy:

- červené svaly,
- bílé svaly (Rokyta, 2000).

Červené svaly obsahují velké množství myoglobinu (bílkoviny vážící ve svalu kyslík), který je červený (červená barva dává tomuto svalu jméno). Je zde velké množství mitochondrií a bohaté prokrvení, tento typ svalu se tedy specializuje na aerobní metabolismus. Aerobní metabolismus je energeticky výhodnější než metabolismus anaerobní, takže červené svaly šetří energii, ale pracují poměrně pomalu, proto se jim říká pomalé svaly. Vyskytují se hlavně tam, kde je třeba spíše udržovat tonus.

Bílé svaly mají poměrně málo myoglobinu, jsou relativně méně prokrvené a mají méně mitochondrií. Mají však velmi bohaté sarkoplazmatické retikulum a velké množství glykolytických enzymů. Proto u nich převládá hlavně anaerobní metabolismus a jsou schopné velmi rychlých pohybů. Nevýhodou je, že spotřebují velké množství energie a velice snadno se unaví.

Většina kosterních svalů v těle je směsí červených a bílých vláken, některé svaly však mají výraznou převahu vláken určitého typu. Zastoupení jednotlivých typů vláken například v lýtkovém svalu je geneticky dáno, takže z dobrého skokana či sprintera (s převahou bílých vláken) není dobrý maratonec (s převahou červených vláken) a opačně (Rokyta, 2000).

2.5.3 Nervosvalová ploténka

Spojení mezi nervovým zakončením a svalovým vláknem je synapse, zvaná nervosvalová ploténka. Pokud na ni přijde po nervovém vlákně vzruch, uvolní se acetylcholin. Za normálních okolností se tím vždy vyvolá dostatečně silný postsynaptický potenciál, aby následně vznikl akční potenciál. Ten se jako obvykle šíří po povrchové membráně vlákna. Přenáší se však i dovnitř vlákna a složitým mechanismem zprostředkovaným ionty Ca^{2+} umožní reakci mezi aktinem a myozinem svalového vlákna (Trojan et al., 2005).

2.5.4 Motorická jednotka

Na nervosvalové ploténce končí jedna z větví neuritu, který vychází z α -motoneuronu. Neurity se štěpí na různý počet větví a motoneuron tedy ovládá různý počet svalových vláken. Při podráždění motoneuronu se stahují všechna jím ovládaná svalová vlákna současně. Motoneuron a jím ovládaná svalová vlákna tvoří motorickou jednotku. Je to nejmenší část hybného systému, kterou je možno samostatně aktivovat (Trojan et al., 2005).

Malá motorická jednotka je tvořena 3-8 vlákny. Impulz z motoneuronu se rychle převede na

celou motorickou jednotku a ta rychle zareaguje stahem. Tento typ jednotek je častý u svalů, které mají pracovat rychle a jemně (např. okohybné svaly nebo drobné svaly ruky).

Velké motorické jednotky obsahují 1500-2000 svalových snopců na jeden motoneuron. Vyskytují se hlavně tam, kde se jedná o dlouhodobé udržování napětí (svalového tonu) k zajištění vzpřímené polohy těla (např. antigravitační svaly). Většina svalů obsahuje oba typy motorických jednotek, ale podle funkce svalu vždy jeden typ převládá (Rokyta, 2000).

2.5.5 Mechanické projevy činnosti svalstva

Jako mechanický projev činnosti svalu označujeme zkrácení a posléze ochabnutí svalu, tedy stah a relaxace. Stah může být:

- izotonický – nemění se při něm tonus (napětí) vláken, ale jejich délka,
- izometrický – nemění se délka vláken, ale jejich napětí.

Mechanické projevy činnosti svalu lze zaznamenat myograficky (Rokyta, 2000).

2.5.6 Svalový tonus

Každý sval má určitý stupeň napětí. Pod pojmem svalový tonus chápeme každý stav napětí svalu, který nebyl vyvolán úmyslně, volným úsilím, tj. rozhodnutím jedince.

Klidový tonus má podklad v elastických strukturách svalu a představuje příznivou výchozí polohu svalu pro kontrakci. Existuje dlouhodobě, bez energetických nároků, nejeví únavu ani nevykazuje činnostní potenciály.

Reflexní tonus má charakter slabé izometrické kontrakce. Je řízen ze svalových vřetének, která závisí na protažení svalu α -inervaci. Pro jeho udržování má význam i senzitivní inervace z okolí kloubů. Na udržování reflexního napětí se zpravidla nepodílí celý sval, ale jednotlivé motorické jednotky se ve funkci střídají (Trojan et al., 2005).

2.6 DYNAMOMETRIE

2.6.1 Definice svalové síly a silových schopností člověka

Dle Zaciorskije (1971, in Pavlík 1996) a Choutky (1976, in Pavlík 1996) je sílu možné definovat jako schopnost překonávat vnější odpor svalovým úsilím. Měkota a Blahuš (1983, in Pavlík 1996) uvádějí, že silové schopnosti jsou ty schopnosti, které člověku umožňují překonávat odpor nebo proti odporu působit, a to prostřednictvím svalového napětí. Čelikovský (1985, in Pavlík 1996) zase pod silovou schopností rozumí takový systém v organismu, jímž člověk překonává odpor vnějších a vnitřních sil podle zadaného pohybového úkolu.

„Je tedy zřejmé, že o silových schopnostech hovoříme jako o takových pohybových činnostech, kdy svalovou kontrakcí překonáváme odpor, který je vyšší, než určitá norma běžné pohybové činnosti“ (Pavlík, 1996, 8).

Silové schopnosti člověka dělíme na:

- statickosilové:
 - krátkodobá (jednorázová) statickosilová schopnost
 - vytrvalostní statickosilová schopnost
- dynamickosilové:
 - explozivně silová schopnost
 - rychlostněsilová schopnost
 - vytrvalostněsilová schopnost.

2.6.2 Měření svalové síly

2.6.2.1 *Metody semiobjektivní*

Svalovou sílu lze hodnotit metodami, které jsou do určité míry subjektivní. Mluvíme tedy o metodách semiobjektivních. Do této skupiny řadíme funkční svalový test dle Jandy. Svalový test je analytická metoda, která určuje sílu jednotlivých svalových skupin. Nehodnotíme při tom jen svalovou sílu hlavního svalu, ani nepovažujeme test za zkoušku pouze jedné svalové skupiny, ale navíc vyšetřujeme a analyzujeme provedení celého pohybu. Nevýhodou tohoto testu je, že můžeme zhodnotit pouze okamžitý stav svalu, nevíme tak nic o jeho unavitelnosti a dále, že je do značné míry zatížen chybou subjektivního hodnocení (Janda, 1996). Janda rozeznává šest základních stupňů svalové síly, kdy st. 0 znamená, že při pokusu o pohyb sval nejeví nejmenší známky stahu, st. 1 vyjadřuje přibližně 10 % svalové síly – je tedy patrný záškub, při st. 2 sval vykoná pohyb v celém rozsahu pohybu, nikoliv však proti gravitaci. St. 3 vyjadřuje takovou svalovou sílu, která v celém rozsahu pohybu překoná zemskou tíži, při st. 4 dokáže sval překonat středně velký vnější

odpor a při st. 5 sval překoná již značný odpor. Při testování svalové síly v obličejí hodnocení není založeno na síle, ale na rozsahu pohybu ve srovnání se zdravou stranou (Janda, 1996).

Mezi metody semiobjektivní patří i testování dle Kendalla. Ten na rozdíl od Jandy rozlišuje 12 stupňů svalové síly. U stupňů 6-10 udrží vyšetřovaný testovaný polohu proti odstupňovanému odporu (u st. 6 je tlak jemný, u st. 10 silný) (Kendall, 1993).

Do semiobjektivních metod řadíme i jednoduché testy užívané v tělesné výchově, jako např. počet dřepů, počet shybů, počet výstupů na špičku jedné nohy apod. (Kříž, 1986).

2.6.2.2 Metody objektivní

K objektivním metodám řadíme elektromyografii, při které snímáme biopotenciály z vyšetřovaného svalu, resp. z oblastí v okolí vyšetřovacích elektrod. Elektrody jsou buď jehlové, které se zavádí do vyšetřovaného svalu, nebo povrchové, které se přikládají na kůži nad vyšetřovaným svalem (Kříž, 1986). Polyelektromyografie sleduje současně větší počet svalů. Můžeme tak změřit kvalitu, kvantitu a časové vztahy aktivit jednotlivých svalů funkční svalové jednotky při určitých činnostech.

2.6.3 Definice dynamometrie

Dynamometrie je měření síly, kterou je člověk schopen působit na určité těleso (snímací část tenzometru nebo dynamometru) po určitou dobu (Plachetka et al., 1999).

Pro měření izometrické síly se využívají:

- jednoduché piezoelektrické tenzometry – určeny k měření malé svalové skupiny (pro ovládání jednoho kloubu)
- dynamometry – určeny k měření velkých svalových skupin (pro více kloubů) (Plachetka et al., 1999)

Pro měření izokinetické síly se využívá:

- izokinetický dynamometr – ovládá a zajišťuje konstantní rychlost bez ohledu na napětí v kontrahovaných svalech. Umožňuje testování izokinetických svalových kontrakcí při různých rychlostech až po limit přístroje.
 - a) typ, který udržuje konstantní rychlost otáčení kolem osy kloubu
 - b) typ udržující konstantní rychlost posunu části těla po přímce

Pro svoji technickou náročnost, robustnost a nákladnost jsou izotonické dynamometry využívány spíše v praxi experimentální, než v praxi klinické (Plachetka et al., 1999).

Ve studii z roku 2007 porovnávali autoři Sisto a Dyson-Hudson různé metody hodnocení svalové síly u pacientů po míšním traumatu. K hodnocení vybrali tyto tři metody: 1) MMT (manual

muscle test), který hodnotí svalovou sílu číselnou hodnotou podobně jako ve svalovém testu, 2) měření svalové síly pomocí ručního dynamometru a 3) hodnocení svalové síly izokinetickým dynamometrem KIN-COM. Při porovnání výsledků autoři jednoznačně vyhodnotili, že pro měření svalové síly je nejvhodnější systém KIN-COM. Zásahu na tom měla především objektivita a spolehlivost tohoto přístroje.

Siquiera et al. (2002) provedli studii, ve které hodnotili maximální otáčivý moment síly, svalovou sílu a svalovou práci flexorů a extenzorů kolenního kloubu. K měření byl použit izokinetický dynamometr CYBEX 6000. Měli k dispozici 54 dobrovolníků rozdělených do tří skupin – 20 závodních běžců, 14 závodních skokanů a kontrolní skupinu 20 nesportovců. Všichni probandi byli ve věkovém rozmezí 18 – 30 let. Výsledky ukázaly větší asymetrii mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u skupiny nesportovců. Nejvyšší hodnoty sledovaných parametrů byly naměřeny u skupiny závodních skokanů, dokonce i vyšší než u běžců.

Dynamickou sílu v praxi testujeme ve standardních polohách pacienta se standardním umístěním objímky, od níž jde lanko na kladku. Měříme maximální hmotnost, kterou zvedne testovaný bez substituce. Musíme při tom kontrolovat správnou osu pohybu a provedení pohybu jen testovanou svalovou skupinou (vyloučení činnosti ostatních svalových skupin).

Při měření statické síly zjišťujeme maximální svalovou sílu při izometrické kontrakci, tedy sílu proti pevnému odporu. Dynamometr je připevněn k podložce, popřípadě ke stěně (Kříž, 1986).

2.6.4 Druhy zařízení využitelné pro dynamometrii

- Ruční dynamometr – pomocí mechanického převodu na stupnici zaznamenává sílu stisku ruky.
- Ruční tenzometr – pomocí převodu na elektrickou energii zaznamenává sílu stisku ruky.
- Dynamometrické křeslo – přístroj s fixační aparaturou, kde lze přesně nastavit polohu testované osoby a tím selektovat vybranou svalovou skupinu.
- Dynamometrická (Kistlerova) deska – snímá a zaznamenává tlaky či nárazy na desku, což lze využít pro zaznamenávání průběhu odrazu, či rychlosti úderu (letících předmětů).

2.6.5 KIN-COM systém

KIN-COM systém slouží ke komplexnímu stanovení svalových schopností. Může pracovat v izokinetickém, pasivním, izometrickém, izotonickém či sekvenčním režimu. Pacient má možnost vizuální zpětné vazby. Přístroj umožňuje zapnout režim pro vyhodnocení záznamu, který poskytuje obsáhlou a přitom jednoduchou dokumentaci pacientovi léčby. Operační systém je vysoce bezpečný. Lze modifikovat parametry cvičení či vyšetření (možnost omezení rychlosti, síly i rozsahu pohybu). Software KIN-COM je vytvořen se zřetelem na klinickou praxi. Je snadný

k užívání, jednoduše ovladatelný a pro pacienta motivující (clinical desk reference for KIN COM system).

2.6.5.1 Možnosti vyšetření pomocí systému KIN-COM

- vrstvený test (přerušovaná práce),
- test kontinuálních opakování,
- provedení dvourychlostního izokinetického testu (vrstvený, kontinuální),
- izometrický test,
- test svalového výkonu,
- svalový test /vyšetření spasticity (clinical desk reference for KIN COM system).

V této diplomové práci jsme k zhodnocení velikosti svalové síly m. quadriceps femoris využili izometrický test.

Izometrický test umožňuje vyšetření pacientovy síly, kroutícího momentu, kontrolu motoriky, kloubní pohyblivosti nebo spasticity. Jde o konstantní držení pozice, síla je proměnlivá. Toto měření síly je vhodné pro kloub, který není připraven na izokinetické cvičení (clinical desk reference for KIN COM system).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 HLAVNÍ CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Hlavním cílem této diplomové práce je změřit velikosti sil extenzorů kolenního kloubu (při maximální volní izometrické kontrakci) a flexorů ruky (při současném maximálním stisku ručního dynamometru) a zhodnotit, zda aktivace svalů hlubokého stabilizačního systému bude mít vliv na velikost těchto sil.

3.2 VĚDECKÉ OTÁZKY

Bude u probandů s neporušeným HSS naměřena větší svalová síla při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu (během současného stisku ručního dynamometru) s volní aktivací HSS než bez volní aktivace?

Bude mít aktivace HSS (u probandů s neporušeným HSS) vliv na velikost síly naměřené na ručním dynamometru?

Bude významný rozdíl v naměřených hodnotách na ručním dynamometru u probandů s neporušeným HSS než u probandů s jeho dysfunkcí?

Budou mít různé polohy v kolenním kloubu vliv na velikost síly flexorů ruky?

3.3 HYPOTÉZY

H₀1: U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS, to vše za současného stisku ručního dynamometru.

H₀2: U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi naměřenými hodnotami na ručním dynamometru při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS.

H₀3: U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) se současným stiskem ručního dynamometru a bez současného stisku ručního dynamometru, to vše při volní aktivaci HSS.

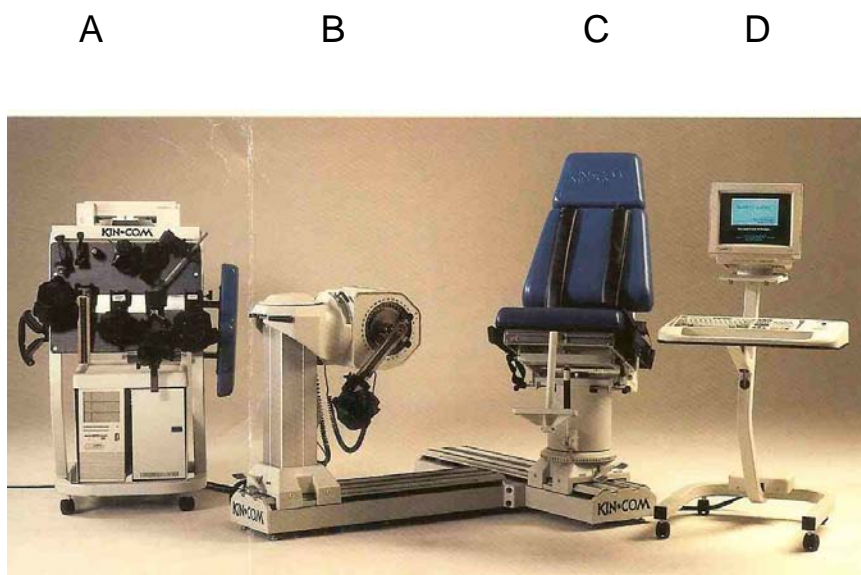
4 METODIKA

Měření probíhalo v laboratoři Katedry fyzioterapie s využitím dynamometrické jednotky KIN-COM a ručního dynamometru GRIP-D. Při měření a odebrání dat se současně spolupracovalo na třech diplomových pracích, které se zabývaly hodnocením velikosti výstupní svalové síly v závislosti na posturální situaci a aktivaci hlubokého stabilizačního systému.

4.1 POPIS SYSTÉMU KIN-COM A RUČNÍHO DYNAMOMETRU

4.1.1 Systém KIN-COM – Automatický dynamometr

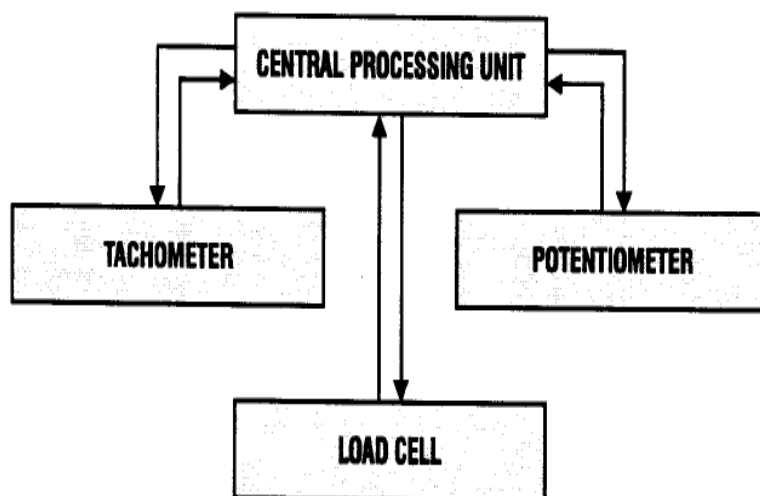
Přístroj byl vytvořen v USA firmou Chattanooga Group, Inc. K součástem systému patří vozík s příslušenstvím, dynamometrická jednotka, polohovací křeslo a stojan s monitorem a klávesnicí (Obrázek 10).



Obrázek 10. Součásti systému: A - Vozík s příslušenstvím, B - Dynamometrická jednotka, C - Polohovací křeslo, D - Stojan s monitorem a klávesnicí (Anonymus, <http://www.kincom.com/scan.jpg>)

KIN-COM pracuje na základě systému uzavřené smyčky. To je výsledek vzájemné interakce mezi softwarem KIN-COM a jeho jednotlivými součástmi. Software kontroluje nastavené parametry, když vyšetřovaná osoba vyvine sílu proti siloměru. Nejdůležitější součástí systému je centrální procesorová jednotka (CPU), která zpracovává vstupní informace a informuje o aktivitě

během měření (Obrázek 11).



Obrázek 11. Schéma systému KIN-COM

Pro výměnu informací systém využívá 3 zdroje:

Siloměr - Centrální procesorová jednotka měří, zaznamenává a reaguje na sílu, kterou vytváří vyšetřovaná osoba proti odporu. Tento odpor vzniká v místě páky nastavitelného ramene spojeného se siloměrem. Systém umožňuje nastavení pro měření v oblasti hlezenního, kolenního, kyčelního, ramenního, loketního kloubu i kloubů zápěstí.

Siloměr je citlivý na změny síly o velikosti 1 NEWTON. Aby však proběhlo správné měření, je zapotřebí síly minimálně 16 N.

Tachometr - Je umístěn v hlavě dynamometru a je místem měření a vztahu pro parametr rychlosti. CPU porovnává a vyhodnocuje sílu ze siloměru ve vztahu k rychlosti pohybu páky. Přístroj může pracovat v režimu izokinetickém, izotonickém a izometrickém. Jestliže pracujeme v režimu izokinetickém, tachometr udržuje rychlost, kterou jsme si zvolili po celou dobu, po kterou je proband schopen vyvíjet sílu, kterou jsme naprogramovali. Pokud již proband není schopen vyvíjet danou sílu, tachometr zpomalí pohyb ramene tak, aby byl vyšetřovaný schopen v pohybu pokračovat. Tento režim je vhodný zvláště pro cvičení v tréninkové jednotce.

Potenciometr - Je uložen v hlavě dynamometru a je místem měření a vztahu pro parametr úhlu. Prostřednictvím potenciometru je informace o poloze páky poslána do CPU současně s informací o síle a rychlosti ze siloměru a tachometru.

4.1.2 Ruční dynamometr

Ruční dynamometr GRIP-D (T.K.K. 5101) byl vytvořen firmou Takei.



Obrázek 12. Ruční dynamometr GRIP-D

Před použitím ručního dynamometru je nutno přístroj nastavit tak, aby při stisku dynamometru 2. interphalangeální kloub ukazováku byl ohnut na více než 90°. To umožní nastavovací mechanismus, kterým měníme vzdálenost rukojetě.

Ruční dynamometr GRIP-D (T.K.K. 5101) měří v rozsahu 50 až 1000 N, přičemž citlivost přístroje je 1 N.

4.2 KLINICKÉ VYŠETŘENÍ A MĚŘENÍ DAT

Na vyšetření a měření dat spolupracovali tři vyšetřující. Cílem bylo zajistit zaslepenost studie a snížit tak subjektivní hodnocení jedním vyšetřujícím na minimum.

Samotnému měření dat předcházelo klinické vyšetření prováděné vyšetřujícím „A“, který na základě rozhovoru s každým probandem vyplnil dotazník (viz kapitola 11 PŘÍLOHA). Byly odebrány základní anamnestické údaje (pohlaví, věk, studium/zaměstnání), dále byla zjišťována přítomnost závažných onemocnění v osobní či rodinné anamnéze. Vyšetřovaný byl cíleně dotazován na přítomnost low back pain (LBP) a na to, byla-li tato bolest příčinou vyhledání odborné pomoci a následné rehabilitace. Stejně tak nás zajímalo, zda-li proband v minulosti prodělal úraz či operaci v dolní části zad.

Pro zjištění dominance dolní končetiny vyšetřující odpovídal na tuto otázku: „Kterou nohou kopete do míče nebo vystupujete na schod?“

Pokud si proband nebyl jistý, byl vyzván, aby poskočil na jedné noze nebo stoupl na schod.

Dolní končetinu, kterou vyšetřovaná osoba zvolí během těchto dvou jednoduchých testů, lze považovat za dominantní (Měkota, 1984).

Následně vyšetřující „A“ provedl u každého probanda vyšetření hlubokého stabilizačního systému (HSS) s využitím tří klinických testů. Na základě vyhodnocení těchto testů byli probandi rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořili jedinci, kterým se podařilo HSS aktivovat. Do druhé skupiny byli zařazeni probandi s insuficientním HSS.

4.2.1 Klinické testy pro vyšetření hlubokého stabilizačního systému (Kolář, 2005)

Brániční test – Vyšetřovaný zaujme polohu vsedě s napřímeným držením páteře. Dolní končetiny jsou v 90° flexi v kloubu kyčelním i kolenním. Horní končetiny jsou umístěny volně podél těla. Hrudník je v kaudálním postavení. Vyšetřující palpuje laterálně pod dolními žebry a současně mírně tlačí proti laterální skupině břišních svalů. Zároveň palpací kontroluje postavení a chování dolních žebber. Vyšetřovanou osobu instruujeme, aby provedl protitlak s roztažením dolní části hrudníku. Páteř přitom zůstává v napřímeném držení, nesmí se flektovat v hrudní oblasti (Obrázek 13).



Obrázek 13. Brániční test

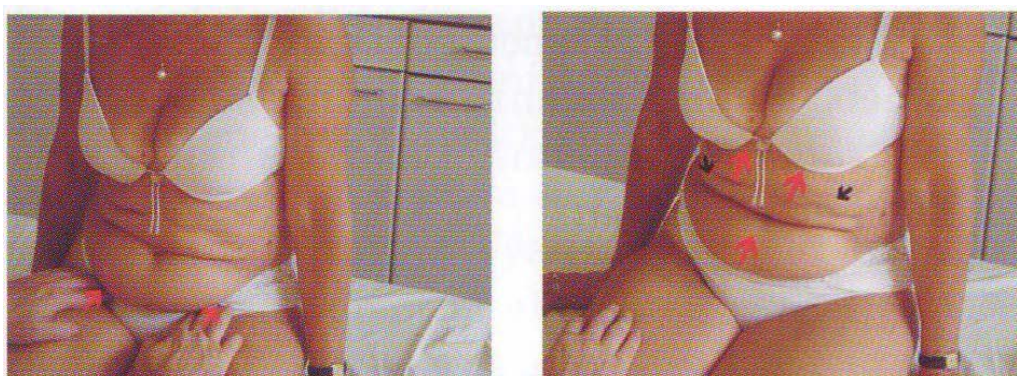
Test břišního lisu – Vyšetřovaný zaujme polohu vleže na zádech. Horní končetiny jsou volně umístěny podél těla. Dolní končetiny jsou nad podložkou v trojflekčním postavení (kolenní klouby jsou v 90° flexi, kyčelní klouby jsou v 90° flexi, v abdukci přibližně na šíři ramen a v mírné zevní rotaci) a jsou opřeny o horní končetiny vyšetřujícího. Hrudník je pasivně nastaven do kaudálního (tj. výdechového) postavení. Vyšetřující postupně odstraňuje oporu dolních končetin

a instruuje probanda, aby udržel dolní končetiny ve výchozím postavení samostatně. Přitom vyšetřující sleduje zapojení břišních svalů ve smyslu kaudalizace pupku, chování bederní páteře a posun žeber směrem kaudálně k pupku (Obrázek 14).



Obrázek 14. Test břicho lisu

Test nitrobřišního tlaku – Vyšetřovaný zaujme polohu vsedě. Dolní končetiny jsou flektovány v 90° flexi v kolenním i kyčelním kloubu, horní končetiny volně uloženy podél těla. Páteř je v napřímeném držení a to po celou dobu testu. Vyšetřující palpuje svými prsty kontrakci m. transversus abdominis (m. TRA) mediodistálně od spina iliaca anterior superior (SIAS) a mírným tlakem v této oblasti klade odpor proti kontrakci tohoto svalu. Současně instruuje vyšetřovaného, aby aktivací m. TRA působil proti tomuto odporu a nepustil vyšetřujícího „dovnitř“. Zároveň s aktivitou m. TRA hodnotí vyšetřující zapojení břišních svalů a chování hrudníku (Obrázek 15).



Obrázek 15. Test nitrobřišního tlaku (Kolář, 2006)

Vyšetřující „A“ dále poučil každého probanda o různých možnostech aktivace hlubokého stabilizačního systému, vybral aktivaci, při které došlo nejlépe k zapojení hlubokého stabilizačního systému a před vlastním měřením provedl nácvik této aktivace (viz kapitola 4.6.1).

Nezávisle na vyšetřujícím „A“ pracovali vyšetřující „B“ a „C“. Vyšetřující „B“ informoval každého probanda o způsobu a významu měření. Vyzval vyšetřovaného k aktivaci HSS (vyšetřující „B“ neznal způsob, kterým daný proband aktivoval HSS) a zároveň kontroloval správné umístění a tlak na stupnici tonometru. Kontrola aktivace HSS byla provedena palpačně v oblasti SIAS každého vyšetřovaného. Vyšetřující „C“ pak zajistil nastavení správných parametrů pro měření a dohlížel na správnost provedení testu. Současně také dával povel k maximálnímu tlaku do extenze kolenního kloubu proti odporu kladeného přístrojem (případně ještě ke stisku ručního dynamometru) a na monitoru kontroloval zaznamenání jednotlivých dat (při současném stisku ručního dynamometru zapisoval naměřené hodnoty).

4.3 CHARAKTERISTIKA SOUBORU

Do výzkumného souboru bylo zařazeno 35 probandů ve věku 20-30 let, 28 žen a 7 mužů. Pro měření bylo důležité, že se jednalo o vzorek „zdravé“ populace, vyloučení byli všichni, kteří v nejbližší době (v rozmezí 14 dnů) prodělali akutní onemocnění. Na základě výsledků klinického testu (viz kapitola 4.2) byli probandi rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořilo 18 osob s intaktním HSS, zbylých 17 osob s insuficientním HSS patřilo do druhé skupiny.

4.4 INFORMOVÁNÍ PROBANDA

Každý proband souhlasil s provedením experimentu, byl seznámen s významem diplomové práce a byl informován o principech měření.

4.5 UMÍSTĚNÍ V POLOHOVACÍM KŘESLE DYNAMOMETRU A PŘILOŽENÍ MANŽETY TONOMETRU

Pro hodnocení velikosti svalové síly během izometrické kontrakce působící proti odporu dynamometru byl pro tuto diplomovou práci vybrán pohyb do extenze v kolenním kloubu. Rozhodli jsme tak po prostudování několika studií, které se zabývaly hodnocením velikosti svalové síly právě při pohybu do extenze v kolenním kloubu, kdy měření probíhalo na systému KIN-COM (Siqueira, Pelegrini, Fontana & Grepe, 2002). Dle výsledků daných studií vyplynulo měření extenze

v kolenním kloubu jako nejpřesnější a nejvhodnější pro současnou aktivaci HSS.

Ve studiích zabývajících se hodnocením aktivity HSS (Kolář, 2006; Kolář, 2007; Suchomel, 2004) je poloha vleže na zádech hodnocena jako nejvhodnější výchozí posturální situace pro aktivaci HSS. Z biomechanického hlediska je pro pohyb v kolenním kloubu do extenze nejvhodnější poloha v sedu s oporou zad a 90° flexí v kyčelním kloubu (Karas, 1991). Tato poloha byla též použita ve studiích zaměřených na hodnocení velikosti výchozí svalové síly při extenzi kolenního kloubu s použitím dynamometru systému KIN-COM či CYBEX (Siqueira, 2002). Naším cílem byla současná aktivace HSS a izometrická kontrakce extenzorů kolenního kloubu. Zvolili jsme tedy výchozí polohu v sedu s tím, že u každého probanda bylo součástí klinického vyšetření otestování, zda zvládá aktivovat HSS jak v pozici vleže, tak v poloze v sedu. V dalším měření byla hodnocena velikost izometrické kontrakce extenzorů kolenního kloubu s aktivací a bez aktivace HSS, vždy při současném maximálním stisku ručního dynamometru. Stisk ručního dynamometru prováděla vždy pravá ruka.

Dále bylo provedeno měření, které hodnotilo velikost svalové síly extenzorů kolenního kloubu v poloze vleže na zádech. To bylo součástí jiné diplomové práce, která se zabývala vlivem změny výchozí posturální situace na velikost výsledné svalové síly.

Měření izometrické kontrakce do extenze v KOK bylo provedeno pro pravou DKK – ta byla pro 33 probandů dominantní (pouze u dvou probandů byla jako dominantní DK zjištěna levá DK).

Jako kontrola aktivace svalů HSS byla použita metoda palpační, kdy vyšetřující osoba palpovala aktivitu m. transversus abdominis v oblasti SIAS, mírně kaudálním a mediálním směrem během provádění izometrické kontrakce. Pro větší validitu bylo využito nafouknuté manžety tonometru, která byla umístěna do oblasti L páteře ve výši obratle L3. Poté byl proband instruován, aby přitlačil bedra k podložce, došlo tak ke zvýšení tlaku v manžetě přibližně o 15 mm Hg. Tuto hodnotu se pokoušel udržet během celého testování. Tato metoda byla použita ve studii australských autorů (Richardson, 1999) a dále pak v diplomové práci z roku 2004 (Suchomel, 2004). Pro naše účely se zdála vyhovující. Během měření jsme na rozdíl od výše zmiňovaných prací netrvali striktně na udržení hodnoty tlaku v manžetě tonometru přesně o 15 mm Hg, ale nechali jsme toleranci +/- 5 mm Hg, z důvodu vyšší náročnosti prováděného testu.

4.5.1 Nastavení polohy dynamometru pro pohyb v kolenním kloubu

Pravý kolenní kloub

Nastavení dynamometru

Výška: 11 cm

Vpřed/zpět: 69 cm

Nachýlení: 0°

Rotace: 30°

Délka páky: 28 cm

Nastavení křesla

Vlevo/vpravo: 48 cm

Rotace: 30°

Sklon opěradla: 78°

Posunutí sedadla: 8 cm

Sklon sedadla: 15°



Obrázek 16. Umístění vyšetřovaného v křesle dynamometru a přiložení manžety tonometru

Měření bylo provedeno ve třech různých výchozích polohách v kolenním kloubu:

- c) 90° flexe v kolenním kloubu
- d) 70° flexe v kolenním kloubu
- e) 50° flexe v kolenním kloubu

4.6 VLASTNÍ POSTUP MĚŘENÍ

Bylo provedeno celkem pět měření v pěti odlišných situacích. Pro mou diplomovou práci byly provedeny čtyři měření, všechna ve stejné výchozí pozici. Proband byl umístěn do křesla dynamometru do polohy vsedě s oporou zad, levá DK byla uložena v 90° flexi v KYK i KOK s bérceem volně visícím přes okraj sedáku křesla. Pravá (měřená) DK byla připevněna pomocí dvou popruhů k dynamometrické jednotce přístroje. HKK byly volně uloženy podél těla. Nastavení jednotlivých součástí přístroje odpovídalo parametrům uvedeným v odstavci 4.5.2. Do oblasti L páteře ve výši obratle L5 byla umístěna manžeta tonometru připojená k měřicí stupnici. Tonometr sloužil ke kontrole aktivity HSS.

1. Měření velikosti svalové síly m. quadriceps femoris při izometrické kontrakci proti odporu dynamometru s aktivací HSS

- Po dobu měření proband zůstává v předepsané poloze (viz výše).
- Proband byl vyzván, aby aktivoval HSS a následně na povel z přístroje provedl maximální silou tlak do extenze kolenního kloubu proti odporu ramene dynamometru,
- vyšetřovaný prováděl izometrickou kontrakci po dobu 5s udávanou přístrojem, poté následovala fáze relaxace,
- během fáze kontrakce byla přístrojem změřena a zaznamenána velikost svalové síly m. QF v Newtonech
- toto měření bylo provedeno ve třech přístrojem nastavených pozicích v KOK, a to v 50°, 70° a 90° flexi v KOK
- všechna tři měření byla provedena ve stejné poloze a za stejných podmínek, lišila se pouze v nastavení polohy v KOK, do jednotlivých poloh byla končetina vyšetřované osoby nastavena vždy pasivně pouze pomocí přístroje.

2. Měření velikosti svalové síly m. quadriceps femoris při izometrické kontrakci proti odporu dynamometru bez aktivace HSS

- Po dobu měření proband zůstává ve stejné poloze (viz výše).
- Proband byl vyzván, aby na povel z přístroje provedl maximální silou tlak do extenze kolenního kloubu proti odporu ramene dynamometru,
- vyšetřovaný prováděl izometrickou kontrakci po dobu 5s udávanou přístrojem, poté následovala fáze relaxace,

- během fáze kontrakce byla přístrojem změřena a zaznamenána velikost svalové síly m. QF v Newtonech
- toto měření bylo provedeno ve třech přístrojem nastavených pozicích v KOK, a to v 50°, 70° a 90° flexi v KOK
- všechna tři měření byla provedena ve stejné poloze a za stejných podmínek, lišila se pouze v nastavení polohy v KOK, do jednotlivých poloh byla končetina vyšetřované osoby nastavena vždy pasivně pouze pomocí přístroje.

3. Měření velikosti svalové síly m. quadriceps femoris při izometrické kontrakci proti odporu dynamometru s aktivací HSS a maximálním stiskem ručního dynamometru

- Celé měření probíhalo ve stejné poloze a za stejných podmínek jako měření 1.
- Proband opět nejdříve aktivoval HSS a ihned maximální silou pravé ruky stiskl ruční dynamometr,
- následně na povel z přístroje provedl maximální silou tlak do extenze kolenního kloubu proti odporu ramene dynamometru,
- vyšetřovaný prováděl izometrickou kontrakci po dobu 5s udávanou přístrojem, poté následovala fáze relaxace,
- během fáze kontrakce byla přístrojem změřena a zaznamenána velikost svalové síly m. QF v Newtonech,
- toto měření bylo provedeno ve třech přístrojem nastavených pozicích v KOK, a to v 50°, 70° a 90° flexi v KOK.

4. Měření velikosti svalové síly m. quadriceps femoris při izometrické kontrakci proti odporu dynamometru bez aktivace HSS a maximálním stiskem ručního dynamometru

- Po dobu měření proband zůstává v poloze jako při měření 1.
- Bez aktivace HSS stiskl maximální silou pravé ruky ruční dynamometr,
- následně na povel z přístroje provedl maximální silou tlak do extenze kolenního kloubu proti odporu ramene dynamometru,
- vyšetřovaný prováděl izometrickou kontrakci po dobu 5s udávanou přístrojem, poté následovala fáze relaxace,
- během fáze kontrakce byla přístrojem změřena a zaznamenána velikost svalové síly m. QF v Newtonech,

- toto měření bylo provedeno ve třech přístrojích nastavených pozicích v KOK, a to v 50°, 70° a 90° flexi v KOK.

4.6.1 Instruktaž vyšetřovaného k zapojení hlubokého stabilizačního systému

Vyšetřující umístí bříška prstů (např. ukazovák, prostředník) mediálně a kaudálně od SIAS a instruuje probanda (Richardson, 1999; Hides, 1996; Suchomel, 2006):

- Dýchejte klidně, snažte se jemně zpevnit pánevní dno, jako byste chtěl/a vtáhnout pochvu/konečník a vtáhněte pupek směrem k páteři.
- Nenechte mě vtlačit dovnitř, lehkým odporem mi v tom zabraňte.
- Snažte se zadržet moč/stolici, případně jako když chcete přerušit proud moči.

Vyšetřující palpuje bříšky prstů sedací hrboly (případně oblast velkých trochanterů) pacienta a instruuje jej:

- Snažte se přiblížit tato dvě místa k sobě bez stahování hýžd'ových svalů.
- Představte si, že máte natažený provázek mezi těmito dvěma místy v pánvi a pokuste se jej zkrátit, aby se oblast kyčelních kloubů přiblížila k sobě.

5 VÝSLEDKY

K statistickému vyhodnocení rozdílů mezi skupinami byl použit test Mann-Whitney. Pro vyhodnocení rozdílů mezi dvěma situacemi v rámci jedné skupiny Wilcoxonův párový test.

Z naměřených hodnot jsme určili následující parametry:

- F_{MIN} [N] – minimální naměřená síla
- F_{MAX} [N] – maximální naměřená síla
- MED [N] – prostřední z naměřených hodnot při jejich uspořádání dle velikosti
- μ [N] – střední hodnota naměřených hodnot
- σ [N] – směrodatná odchylka měřených hodnot od střední hodnoty

5.1 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H_01

H_01 : U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS, to vše za současného stisku ručního dynamometru.

Tabulka 2. Velikost sil naměřených během maximální izometrické kontrakce do extenze v KOK bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS (při současném stisku ručního dynamometru).

VELIKOST SIL PŘI IZOMETRICKÉ KONTRAKCI DO EXTENZE V KOK						
varianta	Bez volní aktivace HSS			S volní aktivací HSS		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°
F_{MIN} [N]	62	54	86	40	35	91
F_{MAX} [N]	286	291	298	270	272	316
MED [N]	196	191,5	200,5	149,5	148	171
μ [N]	184,4	190,2	203,5	144,8	148,6	174,3
σ [N]	55,6	65,6	67,1	63	68,6	60,7

Při použití Wilcoxonova párového testu byla nalezena statistická významnost pro měření

v 50° flexi v kolenním kloubu na hladině 0,010186. Při 70° flexe v kolenním kloubu byla statistická významnost na hladině 0,016609. A pro 90° flexi v kolenním kloubu byla také statistická významnost na hladině 0,008608.

Střední hodnoty měření obou případů se liší

$$\text{Pro případ } 50^\circ \quad \Delta \mu_{50} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 184,4 - 144,8 = 39,7 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 70^\circ \quad \Delta \mu_{70} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 190,2 - 148,6 = 41,6 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 90^\circ \quad \Delta \mu_{90} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 203,5 - 174,3 = 29,2 \text{ N}$$

Z naměřených a vypočtených výsledků jsme zjistili, že byly nalezeny vyšší hodnoty pro případ bez aktivace svalů HSS. To znamená, že na základě zjištěného výsledku **hypotézu H₀₁ zamítáme**.

5.2 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H₀₂

H₀₂: U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi naměřenými hodnotami na ručním dynamometru při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS.

Tabulka 3. Velikost sil naměřených během maximálního stisku ručního dynamometru bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS (při současné izometrické kontrakci do extenze v KOK).

VELIKOST SIL PŘI STISKU RD						
varianta	Bez volní aktivace HSS			S volní aktivací HSS		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°
F _{MIN} [N]	99	111	102	66	65	86
F _{MAX} [N]	279	279	329	341	356	310
MED [N]	169	187	179	166	189	177
μ [N]	175	184	191	167	183	187
σ [N]	49	53	62	62	68	55

Pro žádnou uvedenou hodnotu nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti.

Střední hodnoty měření obou případů se liší

$$\text{Pro případ } 50^\circ \quad \Delta \mu_{50} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 17,5 - 16,7 = 0,8 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 70^\circ \quad \Delta \mu_{70} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 18,4 - 18,3 = 0,2 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 90^\circ \quad \Delta \mu_{90} = \mu_{\text{BEZ HSS}} - \mu_{\text{S HSS}} = 19,1 - 18,7 = 0,5 \text{ N}$$

Z naměřených a vypočtených výsledků jsme zjistili, že byly nalezeny vyšší hodnoty pro případ bez aktivace svalů HSS. To znamená, že na základě zjištěného výsledku **hypotézu H₀₂ zamítáme**.

5.3 VÝSLEDKY K HYPOTÉZE H₀₃

H₀₃: U probandů s neporušeným HSS není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) se současným stiskem ručního dynamometru a bez současného stisku ručního dynamometru, to vše při volní aktivaci HSS.

Tabulka 4. Velikost sil naměřených během maximální izometrické kontrakce do extenze v KOK bez stisku RD a se stiskem RD (oba případy s volní aktivací HSS).

VELIKOST SIL PŘI IZOMETRICKÉ KONTRAKCI DO EXTENZE V KOK (S VOLNÍ AKTIVACÍ HSS)						
varianta	Bez stisku RD			Se stiskem RD		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°
F _{MIN} [N]	66	65	79	40	35	91
F _{MAX} [N]	221	242	262	270	272	316
MED [N]	149	159	139,5	149,5	148	171
μ [N]	144,8	157	156,4	144,8	148,6	174,3
σ [N]	45,7	52	59,1	63	68,6	60,7

Pro žádnou uvedenou hodnotu nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti.

Střední hodnoty měření obou případů se liší

$$\text{Pro případ } 50^\circ \quad \Delta \mu_{50} = \mu_{\text{BEZ RD}} - \mu_{\text{S RD}} = 144,8 - 144,8 = 0 \text{ N}$$

Pro případ 70° $\Delta \mu_{70} = \mu_{\text{BEZ RD}} - \mu_{\text{S RD}} = 157 - 148,6 = 8,4 \text{ N}$

Pro případ 90° $\Delta \mu_{90} = \mu_{\text{S RD}} - \mu_{\text{BEZ RD}} = 174,3 - 156,4 = 17,9 \text{ N}$

Z naměřených a vypočtených výsledků jsme zjistili, že při 70° v KOK byly nalezeny vyšší hodnoty pro případ bez stisku RD, při 90° v KOK byly nalezeny nižší hodnoty pro případ bez stisku RD a při 50° v KOK nebyly nalezeny rozdílné hodnoty mezi porovnávanými případy. Pro žádnou z uvedených hodnot však nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti, proto **hypotézu H₀₃ zamítáme**.

5.4 KLADENÉ OTÁZKY

1) Bude významný rozdíl v naměřených hodnotách na ručním dynamometru u probandů s neporušeným HSS než u probandů s jeho dysfunkcí?

Tabulka 5. Velikost sil naměřených během maximálního stisku ručního dynamometru bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS u obou výzkumných skupin (při současné izometrické kontrakci do extenze v KOK).

VELIKOST SIL PŘI STISKU RD												
stav HSS	NEPORUŠENÝ HSS						DYSFUNKČNÍ HSS					
varianta	Bez aktivace HSS			S aktivací HSS			Bez aktivace HSS			S aktivací HSS		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°
F _{MIN} [N]	99	111	102	66	65	86	99	114	77	91	101	66
F _{MAX} [N]	279	279	329	341	356	310	478	543	489	464	451	474
MED [N]	169	187	179	166	189	177	187	174	191	180	179	180
μ [N]	175	184	192	167	183	187	232	230	240	221	232	237
σ [N]	49	53	62	62	68	55	113	119	115	110	112	121

Pro žádnou uvedenou hodnotu nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti.

Střední hodnoty měření obou případů se liší

$$\text{Pro případ } 50^\circ \quad \Delta \mu_{50 \text{ BEZ HSS}} = \Delta \mu_{50 \text{ D}} - \Delta \mu_{50 \text{ N}} = 23,2 - 17,5 = 5,8 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 70^\circ \quad \Delta \mu_{70 \text{ BEZ HSS}} = \Delta \mu_{70 \text{ D}} - \Delta \mu_{70 \text{ N}} = 23 - 18,4 = 4,5 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 90^\circ \quad \Delta \mu_{90 \text{ BEZ HSS}} = \Delta \mu_{90 \text{ D}} - \Delta \mu_{90 \text{ N}} = 24 - 19,2 = 4,8 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 50^\circ \quad \Delta \mu_{50 \text{ S HSS}} = \Delta \mu_{50 \text{ D}} - \Delta \mu_{50 \text{ N}} = 22,1 - 16,7 = 5,3 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 70^\circ \quad \Delta \mu_{70 \text{ S HSS}} = \Delta \mu_{70 \text{ D}} - \Delta \mu_{70 \text{ N}} = 23,2 - 18,3 = 4,9 \text{ N}$$

$$\text{Pro případ } 90^\circ \quad \Delta \mu_{90 \text{ S HSS}} = \Delta \mu_{90 \text{ D}} - \Delta \mu_{90 \text{ N}} = 23,7 - 18,7 = 5 \text{ N}$$

Pozn.: Indexy N a D pro střední hodnoty označují neporušený a dysfunkční HSS.

Z naměřených hodnot jsme zjistili, že na ručním dynamometru byly naměřeny vyšší hodnoty u jedinců s dysfunkčním HSS, a to v případě bez aktivace HSS i se současnou aktivací HSS.

2) Budou mít různé polohy v kolenním kloubu vliv na velikost síly flexorů ruky?

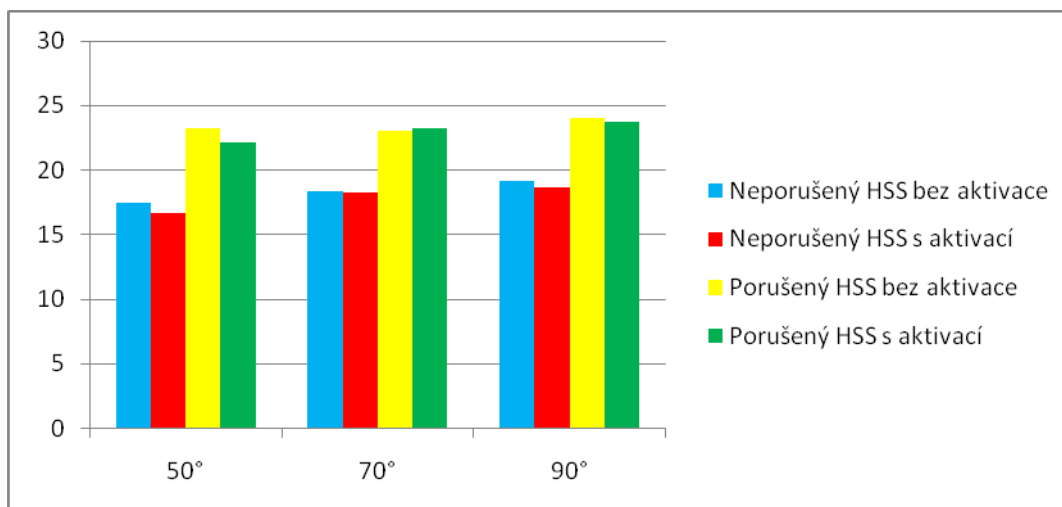
Porovnávali jsme střední velikosti v různých polohách kolenního kloubu během aktivace a bez aktivace HSS, a to u obou výzkumných skupin.

Tabulka 6. Velikost sil naměřených během maximálního stisku ručního dynamometru bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS u obou výzkumných skupin (při současné izometrické kontrakci do extenze v KOK).

VELIKOST SIL PŘI STISKU RD												
stav HSS	NEPORUŠENÝ HSS						DYSFUNKČNÍ HSS					
varianta	Bez aktivace HSS			S aktivací HSS			Bez aktivace HSS			S aktivací HSS		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°
μ [N]	175	184	192	167	183	187	232	230	240	221	232	237
σ [N]	49	53	62	62	68	55	113	119	115	110	112	121

Ke zpracování výsledků byl použit Wilcoxonův párový test. Hladiny statistické významnosti bylo dosaženo ve dvou porovnáních a jen u probandů s neporušeným HSS. Při porovnání polohy 50° a 90° flexe v KOK bez současné aktivace HSS byla statistická významnost $p = 0,047531$.

Při porovnání polohy 50° a 70° flexe v KOK se současnou aktivací HSS bylo dosaženo hladiny statistické významnosti 0,0147356.



Graf 1. Vliv polohy KOK na velikost síly naměřené na RD

Z grafu 1 je zřejmé, že na velikost síly při stisku ručního dynamometru má vliv různá poloha v kolenním kloubu. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny pro 90° flexi v KOK u obou skupin, a to v případě aktivace HSS i bez aktivace HSS.

6 DISKUZE

6.1 DISKUZE K HYPOTÉZÁM H_01 A H_02

H₀₁: Není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS, to vše za současného stisku ručního dynamometru.

H₀₂: Není rozdíl mezi naměřenými hodnotami na ručním dynamometru při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu s volní aktivací HSS a bez volní aktivace HSS.

U obou hypotéz jsme vycházeli z neurokineziologických poznatků, že pro kvalitní pohyb horních i dolních končetin je důležité zabezpečit celkovou trupovou stabilitu. Aby mohly končetiny vykonat ekonomický pohyb, musí být vytvořeno punctum fixum v oblasti páteře. Mluvíme o tzv. posturální stabilizaci, na které se podílí právě svaly hlubokého stabilizačního systému páteře a vyvážená svalová souhra mezi lokálními a globálními stabilizátory (Hodges & Richardson, 1997; Kolář, 2005).

Na základě jednoduchých testů dle Koláře (Kolář, 2006) jsme probandy rozdělili na skupinu s neporušeným HSS a na skupinu s dysfunkčním HSS. A právě u skupiny s neporušeným HSS nás zajímalo, budou-li probandi schopni zabezpečit stabilitu bederní páteře pomocí volní aktivace svalů HSS i za náročnějších podmínek. V našem případě to znamenalo, že probandi prováděli izometrickou kontrakci do extenze v KOK a zároveň se snažili o maximální stisk ručního dynamometru. Aby mohl být stisk ručního dynamometru uskutečněn, je třeba zapojit svalstvo zajišťující stabilitu loketního a především ramenního kloubu. Analogicky je tomu u kontrakce v KOK, kdy musí být stabilizován kyčelní kloub a pánev. Oba pohyby – jak extenze v KOK, tak stisk ručního dynamometru – byly prováděny izometricky. Šlo tedy o to, aby vyšetřovaná osoba vyvinula maximální sílu proti odporu kladenému přístrojem. Při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení (což oba zmiňované pohyby bezesporu jsou) je vždy generována kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Ta je pak převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolá reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Účelem této reakce je zpevnění jednotlivých segmentů, aby bylo získáno co nejstabilnější punctum fixum (Kolář, 2006).

Zároveň při těchto silově náročných činnostech došlo k Valsalvově manévru, při kterém se osoba nadechne a následně zadrží výdech proti uzavřené hlasové štěrbině (vytvoří tedy maximální, ale marné výdechové úsilí). Dýchací svalstvo má v této situaci posturální funkci, nádechem a zadržením dechu se stabilizuje bránice a zpevní hrudník a celý trup včetně pánevního kruhu.

Vytvoří se tak pevný rám pro aktivaci končetinového svalstva (Dvořák, 2003).

Je-li bederní páteř dobře stabilizována aktivitou svalů HSS a dojde-li zároveň ke zvýšení intraabdominálního tlaku (jako důsledku Valsalvova manévru), pak horní i dolní končetiny budou schopny vykonat pohyb kvalitněji, ekonomičtěji a větší silou. Na základě těchto poznatků by se dalo předpokládat, že u probandů naměříme větší svalovou sílu při stisku ručního dynamometru i při izometrické kontrakci do extenze v KOK během aktivace HSS. Z výsledků, které jsou uvedeny v tabulce 2, je však patrné, že větší svalová síla při izometrické kontrakci do extenze v KOK byla naměřena v případě bez aktivace HSS. Také při sledování hodnot na ručním dynamometru (tabulka 3) jsme zjistili, že vyšší hodnoty na ručním dynamometru byly naměřeny v případě, kdy probandi vědomě neaktivovali HSS.

U probandů s neporušeným HSS se naměřené hodnoty na ručním dynamometru během volní aktivace HSS a bez volní aktivace HSS lišily minimálně. To by podporovalo Kolářovo tvrzení (2005), že zapojení svalů do stabilizace páteře je automatické. Znamenalo by to tedy, že i když se probandi vědomě nesnažili o aktivaci HSS, došlo automaticky k zapojení svalů zabezpečujících stabilizaci bederní páteře. Výsledná síla naměřená na ručním dynamometru byla proto v obou případech téměř stejná.

Tato teorie však neodpovídá situaci, která nastala při měření izometrické kontrakce do extenze v KOK. Zde byl zjištěn statistický rozdíl mezi hodnotami naměřenými bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS. Jelikož maximální izometrická kontrakce do extenze v KOK je posturálně náročnější než maximální stisk ručního dynamometru, můžeme tuto situaci vysvětlit spoluprací posturální a lokomoční motoriky, jak ji uvádí Véle (2006). Lokomoční pohyb je uskutečňován většinou končetinami (zde konkrétně se jednalo o pohyb v KOK), ale značně se na něm podílí i osový orgán a tvoří tak spolu systém hrubé motoriky. Posturální systém (v našem případě takto můžeme označit HSS) udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Oba systémy vzájemně spolupracují a jsou zcela automatické. Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím facilituje pohyb. Posturální systém pohyb přibrzdňuje, umožní zastavení a stabilizuje konečnou polohu. Jestliže byl tedy vědomě aktivován HSS, došlo k automatickému přibrzdění lokomočního pohybu – tedy snížení svalové síly extenzorů kolenního kloubu.

6.2 DISKUZE K HYPOTÉZE H₀₃

H₀₃: Není rozdíl mezi velikostí svalové síly extenzorů kolenního kloubu (při maximální izometrické kontrakci) se současným stiskem ručního dynamometru a bez současného stisku ručního dynamometru, to vše při volní aktivaci HSS.

Při měření izometrické kontrakce do extenze v KOK nás zajímalo, jestli současný stisk ručního dynamometru ovlivní velikost svalové síly extenzorů kolenního kloubu. Tyto dva náročné pohybové děje se měly dít během současné aktivace HSS. Již jen pohyb do extenze v KOK proti maximálnímu odporu je náročný na posturální stabilizaci. Přidá-li se k tomu ještě stisk ručního dynamometru, je to děj, který je velmi náročný na svalovou koordinaci. Samotná koordinace pak představuje nárok na řízení pohybu, tedy na funkce centrálního nervového systému. I zdánlivě jednoduchý pohyb, jakým stisk ručního dynamometru je, znamená složité pohybové vazby, v jejichž pozadí je vždy posturální zajištění. Tento banální pohyb je možný jen tehdy, je-li posturálně zajištěna paže, což ovšem znamená dynamickou stabilizaci ramenního pletence. To se děje v nějakém výchozím držení těla, které je pohybem vychýleno a musí se přizpůsobit v zájmu zachování statiky. Dále je třeba brát v úvahu, že stisk ručního dynamometru bude kontrolován pohledem (dojde k natočení hlavy a očí). Jde proto o značně komplikovaný sladěný pohybový výkon náročný na koordinaci (Dvořák, 2003).

Zdalo by se tedy velmi pravděpodobné, že při stisku ručního dynamometru dojde kvůli náročnosti pohybového úkonu k poklesu svalové síly při izometrické kontrakci do extenze v KOK. Tento předpoklad se však potvrdil pouze pro případ, kdy koleno provádělo izometrickou kontrakci do extenze ze 70° flexe. V poloze 50° flexe v KOK nebyl nalezen vůbec žádný rozdíl ve velikosti svalové síly extenzorů při stisku RD a bez stisku RD. A při 90° flexi v KOK byly hodnoty svalové síly extenzorů při současném stisku RD dokonce vyšší, než bez stisku RD. Je-li koleno ohnuto na 90° a má-li z této pozice vykonat maximální izometrickou kontrakci do extenze, pak nastane malá změna v nastavení polohy těla. Trup se lehce flektuje a dojde ke ztrátě kontaktu zad s opěradlem a s ní ke zmenšení posturálního zajištění. Toto posturální zajištění nachází proband právě ve stisku ručního dynamometru. Podmínky pro vykonání maximální izometrické kontrakce do extenze v KOK jsou tak se stiskem RD mnohem lepší, než bez současného stisku ručního dynamometru a výsledná svalová síla je větší právě při současném stisku RD. Naopak poloha kdy koleno je flektováno na 70° umožní dostatečnou oporu zad o opěradlo a možnost vykonání kvalitní izometrické kontrakce do extenze v KOK i bez stisku RD. Stisk RD v této poloze zřejmě zvýší nároky na svalovou koordinaci a vlivem složitosti pohybového úkonu se sníží výsledná svalová síla extenzorů.

Z naměřených výsledků je zřejmé, že během vědomé aktivace HSS dojde při stisku ručního dynamometru k ovlivnění výsledné svalové síly extenzorů kolenního kloubu, a to v závislosti na velikosti flexe v kolenním kloubu.

6.3 DISKUZE KE KLADENÉ OTÁZCE Č. 1

1) Bude významný rozdíl v naměřených hodnotách na ručním dynamometru u probandů s neporušeným HSS než u probandů s jeho dysfunkcí?

Při porovnání skupiny osob s neporušeným HSS se skupinou s dysfunkčním HSS jsme s překvapením zjistili, že vyšší hodnoty na ručním dynamometru byly naměřeny u probandů s dysfunkčním HSS, a to v případě bez aktivace HSS i s aktivací HSS.

Vysvětlit to můžeme tím, že u jedinců s dysfunkcí či insuficiencí HSS chybí vyvážená vzájemná spolupráce mezi lokálním a globálním stabilizačním systémem s převahou aktivity právě pro globální (povrchový) svalový systém. Globální svalový systém se účastní více na pohybu silovém, rychlém a méně přesném a je zodpovědný za viditelnou stabilitu. Přesahuje často více kloubů, přičemž některé jsou organizovány ve formě svalových řetězců či svalových smyček (Suchomel, 2006).

Je porušena svalová kompenzace, kdy jednotlivé segmenty jsou při pohybu nedostatečně fixovány nebo jsou fixované v nevýhodném postavení. To vede k chronickému přetěžování a k nedostatečné svalové ochraně jednotlivých segmentů páteře během pohybu (Kolář, 2005).

V našem případě měli probandi vyvinout maximální izometrickou kontrakci do extenze v KOK a zároveň maximálně tisknout ruční dynamometr, což je situace silově a koordinačně velmi náročná. Probandi s dysfunkčním HSS nedokázali udržet stabilitu na intersegmentální úrovni a stabilizační funkci přebraly svaly povrchové (globální stabilizátory). Ve výsledku tak mohla být u těchto probandů naměřena vyšší svalová síla při stisku ručního dynamometru.

Aby byla práce globálních svalů ekonomická, musí být nejprve funkční tzv. lokální, hluboký systém. Jsou-li však funkčně vypojeny hluboké lokální stabilizátory, stabilizační funkce se dostává více pod kontrolu globálních svalů. Při dlouhodobém trvání může dojít k vyčerpání těchto kompenzačních mechanismů organismu zajišťujících určitou kvalitu pohybového projevu, které má přímé důsledky pro pacienta a nejčastěji odpovídá bolestivému syndromu zad (Suchomel, 2006).

Rozdíly v naměřených hodnotách na ručním dynamometru mezi skupinou s neporušeným HSS a skupinou s dysfunkčním HSS byly natolik velké, že nás to přimělo k podrobnějšímu prozkoumání výsledků. Ukázalo se, že ve skupině s dysfunkčním HSS byl jeden proband, který měl nadprůměrně silný stisk RD. Pro zajímavost jsme tedy spočítaly průměrné hodnoty bez údajů této vyšetřované osoby. Výsledky jsou v Tabulce 7.

Tabulka 7. Velikost sil naměřených během maximálního stisku ručního dynamometru bez volní aktivace HSS a s volní aktivací HSS u obou výzkumných skupin (při současné izometrické kontrakci do extenze v KOK) – u skupiny s dysfunkčním HSS jsou průměrné hodnoty vypočítány bez jednoho probanda, jehož stisk byl podstatně vyšší než stisk ostatních probandů.

VELIKOST SIL PŘI STISKU RD												
stav HSS	NEPORUŠENÝ HSS						DYSFUNKČNÍ HSS					
varianta	Bez aktivace HSS			S aktivací HSS			Bez aktivace HSS			S aktivací HSS		
stupeň flexe	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°
μ [N]	175	184	192	167	183	187	217	210	224	207	222	227

Po vyškrtnutí osoby s nejvyššími naměřenými hodnotami na RD už průměrné hodnoty nejsou u skupiny s dysfunkčním HSS o tolik vyšší, jako u skupiny s neporušeným HSS. Přesto je rozdíl patrný.

6.4 DISKUZE KE KLADENÉ OTÁZCE Č. 2

2) Budou mít různé polohy v kolenním kloubu vliv na velikost síly flexorů ruky?

Z našich výsledků jsme zjistili, že hodnoty svalové síly naměřené na ručním dynamometru ve třech různých velikostech flexe v kolenním kloubu (50°, 70°, 90°) se v jednotlivých případech liší. Největší svalovou sílu při stisku ručního dynamometru dokázali probandi z obou skupin (s neporušeným HSS a dysfunkčním HSS) vyvinout během 90° flexe v KOK, a to během aktivace HSS i bez aktivace HSS (viz graf 1).

90° flexe v KOK byla polohou, při které došlo k největšímu protažení m. quadriceps femoris (tedy hlavního extenzoru KOK, který vykonával izometrickou kontrakci). Vzhledem k tomu, že protažení svalu faciliteje jeho aktivitu (tohoto principu se využívá např. v PNF), již samotná poloha 90° flexe výrazně usnadnila aktivitu m. quadriceps femoris. Posturální náročnost při izometrické kontrakci do extenze v KOK v 90° flexi se tedy snížila a potenciál HSS mohl být lépe využit ve prospěch síly stisku ručního dynamometru.

7 ZÁVĚRY

Na základě získaných výsledků, které byly diskutovány v předešlé kapitole, je možné formulovat tyto závěry:

1) U probandů s neporušeným HSS páteře nebyla naměřena větší svalová síla během maximální izometrické kontrakce do extenze v KOK při volní aktivaci HSS než bez aktivace HSS – to vše při současném stisku ručního dynamometru. Bez volní aktivace HSS byli probandi schopni vyvinout větší sílu při izometrické kontrakci do extenze v KOK. Určitý vliv zde uplatnil zřejmě posturální systém (v podobě HSS páteře), při jehož aktivitě došlo k inhibici lokomočního systému, zastoupeného fázickými svaly (v našem případě extenzory KOK).

2) U probandů s neporušeným HSS páteře nebyla naměřena větší svalová síla při stisku ručního dynamometru během volní aktivace HSS než bez aktivace HSS – to vše při současné izometrické kontrakci do extenze v KOK. Hodnoty naměřené během aktivace HSS a bez aktivace HSS se však lišily minimálně. Tento výsledek by proto podporoval teorii, že zapojení svalů do stabilizace páteře je automatické. I bez vědomé aktivace HSS došlo automaticky k stabilizaci bederní páteře. Výsledná svalová síla vykonaná při stisku ručního dynamometru byla proto téměř stejná.

3) U probandů s neporušeným HSS páteře nebyla naměřena větší svalová síla během maximální izometrické kontrakce do extenze v KOK při současném stisku RD než bez současného stisku RD – to vše s volní aktivací HSS. Předpoklad, že kvůli koordinační a silové náročnosti pohybového úkolu dojde k poklesu síly extenzorů při současném stisku RD, se potvrdil jen, když koleno provádělo izometrickou kontrakci do extenze ze 70° flexe. V poloze 50° flexe v KOK nebyl nalezen vůbec žádný rozdíl ve velikosti svalové síly extenzorů při stisku RD a bez stisku RD. A při 90° flexi v KOK byly hodnoty svalové síly extenzorů při současném stisku RD dokonce vyšší, než bez stisku RD.

4) Při měření velikosti svalové síly na ručním dynamometru byly naměřeny vyšší hodnoty u probandů s dysfunkčním HSS než u probandů s neporušeným HSS, a to v případě s aktivací i bez aktivace HSS. Tuto situaci jsme vysvětlili tím, že u probandů s dysfunkčním HSS kompenzuje nedostatečnou stabilitu bederní páteře globální svalový systém, jehož aktivita ve výsledku umožní silnější stisk ručního dynamometru.

5) Velikost síly při stisku ručního dynamometru ovlivňovala různá poloha v kolenním kloubu. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny pro 90° flexi v KOK u obou skupin, a to v případě aktivace HSS i bez aktivace HSS.

8 SOUHRN

Náplní této diplomové práce bylo zhodnotit, zda aktivita svalů hlubokého stabilizačního systému bude mít vliv na funkci horních a dolních končetin. Na dolní končetině jsme zvolili pohyb do extenze v kolenním kloubu a na horní končetině stisk ručního dynamometru. Oba uvedené pohyby byly prováděny proti maximálnímu odporu – šlo tedy o izometrickou kontrakci svalu. Měření probíhalo během volní aktivace HSS a bez volní aktivace HSS.

V teoretickém přehledu poznatků byly vymezeny pojmy jako stabilizace páteře, funkční centrace kloubu, posturální stabilizace a především hluboký stabilizační systém páteře. Dále byl popsán vliv postavení předloktí na sílu stisku ručního dynamometru. Poslední část teoretického přehledu tvoří popis dynamometrie jako objektivní metody měření svalové síly.

V praktické části bylo na základě klinických testů rozděleno 35 probandů do dvou výzkumných skupin. První z nich tvořili jedinci s neporušeným HSS (18 osob), do druhé skupiny byli zařazeni jedinci s dysfunkčním HSS (17 osob). Měřili jsme velikost svalové síly při maximální izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu ve třech stupních flexe kolenního kloubu a velikost svalové síly při maximálním stisku ručního dynamometru. Následně jsme vyhodnocovali, jaký vliv měla aktivace svalů HSS na velikost měřených sil.

Při interpretaci výsledků jsme hodnotili hledisko statistické významnosti i hledisko věcné. Na základě naměřených a vypočtených výsledků jsme zjistili, že probandi vyvinuli větší svalovou sílu při stisku ručního dynamometru i při izometrické kontrakci do extenze v kolenním kloubu bez aktivace HSS. Teorie, které by mohly vysvětlit tuto skutečnost, jsou uvedeny v diskuzi. Dále se ukázalo, že během vědomé aktivace HSS došlo při stisku ručního dynamometru k změně velikosti výsledné svalové síly extenzorů kolenního kloubu, a to v závislosti na velikosti flexe v kolenním kloubu.

Při porovnání hodnot naměřených na ručním dynamometru bylo zjištěno, že probandi s dysfunkčním HSS dokázali vyvinout větší svalovou sílu než probandi s neporušeným HSS. V neposlední řadě jsme zjistili, že na velikost svalové síly při stisku ručního dynamometru má vliv různá poloha v kolenním kloubu. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny pro 90° flexi v kolenním kloubu u obou výzkumných skupin, a to v případě volní aktivace HSS i bez aktivace HSS.

9 SUMMARY

The aim of this thesis was to evaluate the fact whether activity of muscles in deep stability system can influence function of upper and lower limbs. In the lower limbs we concentrated to movement into the extension in a knee and in the upper limbs it was press of a manual dynamometer. Both these movements were made against maximal resistance - it was isometric contraction of muscle. The measurement was made during volitive DSS activation and without volitive DSS activation.

In the theoretical survey of findings the following terms were defined: vertebral column stabilization, functional joint centration, postural stabilization and especially deep stability system of vertebral column. Influence of antebrachium position on the power of a manual dynamometer press were also described. The last part of the theoretical survey is made by the description of dynamometrics as an objective method of muscle power measurement.

In the practical part, on the basis of the clinical tests, 35 probands were divided into two important groups. The first group contained people with unbroken DSS (18 people), the second group was made by people with dysfunctional DSS (17 people). We measured magnitude of muscle power during the maximal isometrical contraction into the extension in knee in three levels of knee flexion and magnitude of muscle power during the maximal press of the manual dynamometer. And then we evaluated the influence of muscle activation of DSS on the magnitude of the measured powers.

In the interpretation of results we evaluated the point of view of statistical importance and also the objective point of view. On the basis of the measured results we discovered the fact that probands developed bigger muscle power during the press of the manual dynamometer and also during isometrical contraction into the extension in knee without DSS activation. Theories that could explain this fact are mentioned in a discussion. And we also discovered that during wilful DSS activation, within the manual dynamometer press, final muscle powers of knee extensors were influenced depending on the knee flexion magnitude.

During the comparison of results measured by the manual dynamometer it was discovered that probands with dysfunctional DSS were able to develop bigger muscle power than probands with unbroken DSS. The next fact we discovered was that magnitude of muscle power during the manual dynamometer press is influenced by different position in knee. The highest values were measured for 90° flexion in knee joint in both important groups, in the case of volitive DSS activation and without DSS activation, too.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymus. *Clinical desk reference for using of KIN COM system*. Chattonnaga Group, Inc.
- Anonymus. Retrieved 17. 4. 2008 from Word Wide Web: <http://www.kincom.com/scan.jpg>
- Béraud, P., & Galéry, Y. (1995). Relationship between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 194, 177-180.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- De Smet, L., Tirez, B., & Stappaerts, K. (1998). Effect of forearm rotation on grip strength. *Acta Orthopaedica Belgica*, 4, 360-362.
- Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého.
- Dvořák, R., & Holibka, V. (2006). Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 55-61.
- Hides, J., Richardson, C., & Jull, G. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*, 21, 2763-2769.
- Hodges, P. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4, 74-86.
- Hodges, P., & Richardson, C. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 22, 2640-2650.
- Hodges, P., & Richardson, C. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 2, 132-144.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22, 2207-2212.
- Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.
- Kapandji, I. A. (1974). *The Physiology of the Joints. Volume 3 – The Trunk and the Vertebral Column*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I. A. (2007). *The Physiology of the Joints. Volume 1 – The Upper Limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Karas, V., & Otáhal, S. (1991). *Základy biomechaniky pohybového ústrojí člověka*. Praha: Karolinum.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function* (4th ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152-164.

- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-17.
- Kříž, V. (1986). *Rehabilitace a její uplatnění po úrazech a operacích*. Praha: Avicenum.
- Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *ACTA Gymnica XIV.*, 93-121.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement [Abstract]. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389.
- Pavlík, J. (1996). *Silové schopnosti člověka*. Brno: Vydavatelství MU.
- Plachetka, Z. (1999). *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Pool-Goudzwaard, A., Vleeming, A., Stonecart, R., Snijders, C., & Mens, J. (1998). Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to „a-specific“ low back pain. *Manual Therapy*, 3, 12-20.
- Richards, L. G., Olson, B., & Palmiter-Thomas, P. (1996). How forearm position affects grip strength. *The American Journal of Occupational Therapy*, 2, 133-138.
- Richardson, C., Jull, G., Hodges, P., & Hides, J. (1999). *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Scientific basic and clinical approach*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Rokyta, R. (2000). *Fyziologie*. Praha: ISV nakladatelství
- Siqueira, C. M., Pelegrini, F. R. M. M., Fontana, M. F., & Greve, J. M. D. (2002). Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper athletes and runner athletes. *Revista do Hospital das Clínicas Sant Paulo*, 57(1), 19-24. Retrieved 8. 1. 2008 from World Wide Web: <http://www.scielo.br/pdf/rhc/v57n1/a04v57n1.pdf>
- Sisto, S., & Dyson – Hudson, T. (2007). Dynamometry testing in spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44, 123-136. Retrieved 14. 3. 2008 from World Wide Web: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/07/44/1/pdf/sisto.pdf>
- Suchomel, T. (2004). *Význam zapojení hlubokého stabilizačního systému pro stabilitu bederní páteře u pacientů s bolestí dolní části zad*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.

- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Urquhart, D., Hodges, P., & Story, I. (2005). Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture*, 22, 295-301.
- Vaverka, F. (1997). *Základy biomechaniky pohybového systému*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A., Stoeckart, R., Wingerden, J. P., & Snijders, C. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20, 753-758.
- Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip. Svalové souhry v lokomoci*. Praha: Grada Publishing.

11 PŘÍLOHA

DOTAZNÍK

Jméno _____

Pohlaví _____

Věk _____

Student _____

Zaměstnání _____

Měl/a jste někdy bolesti dolní části zad? Kdy a kolikrát?

Chodil/a jste s touto bolestí na rehabilitaci?

Prodělal/a jste nějaký úraz v oblasti dolní části zad?

Podstoupil/a jste operaci dolní části zad?

Léčíte se s onemocněním typu M.Bechtěrev, M. Scheuermann, skolióza, s degenerativním onemocněním páteře (spondylóza, spondylartróza, stenóza páteřního kanálu), s hernií disku, s radikulárním či pseudoradikulárním symptomem? Máte nějaké vrozené onemocnění páteře?

Vyskytuje se u vašich pokrevních příbuzných některá z výše uvedených nemocí?

Dominantní dolní končetina:

Pravá

Levá

Pro ženy: Ve které fázi menstruačního cyklu se nyní nacházíte?

Menstruace

Období mezi koncem menstruace a ovulací

Ovulace

Období mezi ovulací a začátkem menstruace

VÝSLEDKY TESTŮ NA HSS

1. Brániční test

- rozšíření hrudníku

ANO

NE

2. Test břišního lisu

- kaudalizace pupku

ANO

NE

- vyhlazení bederní lordózy

ANO

NE

- stažení žeber směrem k pupku

ANO

NE

3. Test nitrobřišního tlaku

- aktivita m. transversus abdominis pod prsty vyšetřujícího

ANO

NE

Tabulka 1. Hodnoty naměřených sil [N] u 18 probandů s neporušeným HSS

	SÍLA EXTENZORŮ BEZ STISKU RD						SÍLA EXTENZORŮ SE STISKEM RD						SÍLA FLEXORŮ PŘI STISKU RD					
	BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS			BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS			BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS		
	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°
Ž	279	249	88	131	148	132	135	156	286	222	244	239	198	176	237	199	260	281
Ž	193	251	237	164	143	122	245	271	245	182	172	193	170	166	174	139	136	140
Ž	220	225	200	98	103	79	186	198	187	142	122	125	193	205	265	204	231	234
Ž	162	168	136	160	166	119	195	219	133	176	193	171	206	214	218	203	177	176
Ž	301	305	275	221	242	248	241	291	288	270	272	254	253	276	275	175	201	212
Ž	116	106	125	66	74	80	62	54	86	40	82	109	99	111	115	115	130	142
Ž	211	237	174	168	144	147	197	204	173	168	187	173	119	120	129	99	115	129
Ž	149	179	182	131	152	108	167	170	169	87	127	107	108	122	102	66	65	86
Ž	331	361	261	195	241	236	198	171	186	147	35	212	134	121	125	102	98	177
Ž	236	282	245	151	167	152	223	185	214	55	125	152	195	256	222	215	229	201
Ž	94	146	213	80	90	118	84	65	125	50	42	111	126	181	171	123	202	224
Ž	230	195	175	197	176	181	222	269	255	192	181	171	164	164	135	143	128	128
Ž	178	211	188	89	65	85	168	133	125	93	89	114	163	122	152	142	156	223
Ž	134	248	290	111	197	210	127	236	260	152	84	226	167	203	241	191	203	177
Ž	213	180	308	115	169	215	207	174	260	134	166	209	142	202	179	183	203	171
Ž	218	298	234	170	181	196	197	265	251	178	167	165	204	204	202	157	162	162
M	155	157	112	147	139	126	180	152	122	109	130	91	226	193	179	212	234	193
M	346	402	417	212	229	262	286	210	298	209	256	316	279	279	329	341	356	310

Tabulka 2. Hodnoty naměřených sil [N] u 17 probandů s dysfunkčním HSS

	SÍLA EXTENZORŮ BEZ STISKU RD						SÍLA EXTENZORŮ SE STISKEM RD						SÍLA FLEXORŮ PŘI STISKU RD					
	BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS			BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS			BEZ AKTIVACE HSS			S AKTIVACÍ HSS		
	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°	50°	70°	90°
Ž	241	243	185	99	129	131	69	137	111	90	88	120	127	162	170	146	142	157
Ž	190	210	219	152	143	176	167	154	138	128	111	134	159	121	77	98	110	86
Ž	258	303	228	194	193	154	244	292	225	203	200	189	187	163	191	176	160	159
Ž	231	191	218	155	102	125	259	81	152	121	88	113	281	283	284	206	244	252
Ž	245	269	230	169	126	175	190	122	244	135	118	204	237	229	231	202	202	230
Ž	216	234	224	140	116	87	272	262	211	185	199	193	168	165	172	121	167	174
Ž	261	288	296	202	219	224	249	255	249	235	212	164	193	174	231	175	194	216
Ž	180	169	97	159	152	134	176	198	157	206	219	189	137	120	116	91	101	66
Ž	201	203	176	189	184	225	183	175	198	218	194	189	149	164	170	172	170	176
Ž	187	149	184	111	128	153	181	174	135	109	124	141	181	180	191	157	179	179
Ž	186	157	139	105	134	105	121	108	90	33	81	48	164	167	189	180	170	180
Ž	213	264	302	196	176	159	230	262	275	132	212	212	99	114	126	202	160	158
M	356	277	240	263	311	263	312	378	303	259	265	231	346	315	386	357	357	333
M	305	334	378	220	216	158	307	383	365	188	207	156	478	543	489	426	379	403
M	322	322	308	280	244	213	215	206	213	278	260	219	355	307	300	320	323	341
M	193	238	250	175	240	268	161	207	294	69	154	248	241	244	310	252	451	453
M	411	340	372	268	262	260	344	318	314	167	211	214	448	451	441	464	429	474