

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

POSTURÁLNÍ STRATEGIE OSOvéHO ORGÁNU PŘI FÁZICKÉM POHYBU
HORNÍCH KONČETIN

Bakalářská práce

Praha 2019

Autor práce: Martin Bárta

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Klára Mišinová

Oponent práce: Mgr. Jana Hančová

Datum obhajoby: 2019

Bibliografický záznam

BÁRTA, Martin. Posturální strategie osového orgánu při fázickém pohybu horních končetin. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2019 (s.63). Vedoucí bakalářské práce Mgr. et Mgr. Klára Mišinová.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá posturální strategií osových orgánů při fázickém pohybu horních končetin. Řízení postury volí strategii, která má za cíl minimalizovat dopad vznikajících reakčních momentů sil a změny polohy těžiště těla na rovnováhu a postavení tělesných segmentů. Předchází tak interferenci těchto sil se zamýšleným cílem pohybu. Práce shrnuje také poznatky o aktivaci posturálních svalů a jejich koordinaci a změny posturální kontroly spojené s bolestmi bederní páteře.

V rámci experimentální části práce byl pomocí inerciálních senzorů zaznamenán průběh abdukce horních končetin bez zátěže a se zátěží a zároveň pohyb hrudní páteře a křížové kosti. Měření bylo provedeno na zdravém probandovi, který netrpí bolestmi páteře ani jiným závažným onemocněním a na pacientovi trpícím chronickými bolestmi bederní páteře intermitentního charakteru. Výsledky měření jsou v souladu s předchozími studii a ukazují anticipační pohyby páteře malé amplitudy, jejichž směr je opačný, než působení reakčních momentů sil. Se zvýšenou zátěží se amplituda pohybů páteře zvětšuje, ale jejich charakter zůstává zachován.

Klíčová slova: řízení postury, rychlé pohyby horních končetin, přípravný pohyb, inerciální senzor

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

BÁRTA, Martin. Postural Strategy of Axial Skeleton During Phasic Movement of Upper Limbs. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2019 (p.63). Supervisor of bachelor's thesis Klára Mišinová, MA.

Abstract

This bachelor's thesis is focused on the motion of spine that appears during phasic movement of upper extremities. Postural strategy is selected with the aim of minimizing impact of arising reactive forces and of change in position of center of mass on the balance and alignment of body's segments. This process prevents interference of the reactive forces with goal of the motor task. Further the thesis summarise underlying activation of postural muscles and consequences of low back pain on the postural control.

Over a period of abduction of upper limbs was recorded movement of thoracic spine and sacral bone using inertial measurement units. External loading of the upper limbs was changed in different phases of the experiment. The measurement was performed with one healthy individual without history of low back pain or any other severe disease and one patient diagnosed with intermittent low back pain. Results of the experiment are coherent with preceding studies. The preparatory movement of the spine in the direction opposing the reaction forces is apparent from the record. With the amount of external loading the amplitude of the preparatory motion is increasing. However its characteristic remains unchanged.

Keywords: postural control, rapid arm movements, preparatory movement, inertial measurement unit

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. et Mgr. Kláry Mišinové, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Poděkování autora:

Na tomto místě chci poděkovat svým probandům, kteří se zúčastnili měření. Dále chci poděkovat své vedoucí práce Mgr. et Mgr. Kláře Mišinové za její nekonečnou trpělivost a za to, že to se mnou nevzdala. Poděkování patří také mé rodině, která mě podporovala po celou dobu studia a v neposlední řadě Báře, která je mým velkým životním světlem.

Seznam zkratek

Abd	abdukce
Add	addukce
Ant	anteverze
BOS	opěrná báze (anglicky base of support)
COM	těžiště těla (anglicky center of mass)
COP	působíště reakční síly (anglicky center of pressure)
CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografie
ES	<i>musculus erector spinae</i>
Ex	extenze
Fl	flexe
HKK	horní končetiny
IMU	inerciální senzor (anglicky inertial measurement unit)
LBP	bolesti lumbosakrální oblasti (anglicky low back pain)
LHK	levá horní končetina
<i>m.</i>	<i>musculus</i>
MF	<i>musculi multifidi</i>
OE	<i>musculus obliquus externus abdominis</i>
OI	<i>musculus obliquus internus abdominis</i>
PHK	pravá horní končetina

RA	<i>musculus rectus abdominis</i>
Ret	retroverze
Th6	šestý hrudní obratel
TrA	<i>musculus transversus abdominis</i>
Tz	vertikální torzní síla

Obsah

ÚVOD	10
1 SOUHRN POZNATKŮ	12
1.1 ŘÍZENÍ POSTURY	12
1.1.1 Hlavní funkce řízení postury	13
1.1.2 Klidný stoj, reaktivní postura a posturální anticipace	15
1.2 POSTURÁLNÍ STRATEGIE Z HLEDISKA KINEMATIKY A KINETIKY	17
1.2.1 Dynamická stabilita trupu	22
1.3 NEUROMUSKULÁRNÍ MECHANISMY ŘÍZENÍ POSTURY	24
1.3.1 Stabilizace osového orgánu při repetitivních pohybech	25
1.3.2 Globální svaly	26
1.3.3 Lokální svaly	27
1.3.4 Bránice a pánevní dno	28
1.4 ZMĚNY POSTURÁLNÍ STRATEGIE ZAPŘÍČINĚNÉ BOLESTÍ	30
1.4.1 Stabilita a robustnost	33
2 CÍLE PRÁCE	34
3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	35
3.1 METODIKA	36
3.2 SLEDOVANÉ PARAMETRY	38
3.3 VÝSLEDKY	39
3.3.1 Bilaterální abdukce	39
3.3.2 Abdukce jedné HK	41
3.3.3 Fourierova transformace ryvu	42
4 DISKUZE	48
ZÁVĚR	50
Referenční seznam	51
SEZNAM GRAFŮ A TABULEK	59
SEZNAM PŘÍLOH	61
PŘÍLOHY	62
Příloha č. 1: Informovaný souhlas	62
Příloha č. 2: Protokol měření	63

ÚVOD

Každý i zdánlivě velmi prostý pohybový úkon, jako mávnutí rukou, nebo uchopení sklenice vody, představuje precizní komplexně koordinovanou činnost. Součástí i nejsnadnějších úkolů je přesná míra a načasování aktivace svalů napříč celým lidským tělem. Každý motorický úkol umí člověk vykonávat za mnoha rozličných podmínek s obrovskou variabilitou provedení pohybu. Variabilita je klíčovou vlastností motoriky a podmínkou efektivity v neustále se měnícím prostředí. Pohyb je v centrální nervové soustavě organizován na všech úrovních a ve své podstatě je řízení kontrakce svalů jedním ze základních důvodů existence nervové soustavy vůbec. Každá interakce člověka s vnějším prostředím je spojena s koordinovanou kontrakcí svalů.

Aby mohl proběhnout jakýkoli pohyb s určitým záměrem, je nezbytné, aby byla na tento úkol připravena postura, která zajišťuje rovnováhu a orientaci těla v prostoru. Tato práce se zabývá přípravou a reakcí postury osového orgánu na fázický pohyb horních končetin. Osový orgán je komplexním systémem, který nelze chápat jen jako pružnou výztuž pohybující se jako jeden celek. Naopak je multisegmentální, každý jeden z jeho článků má šest stupňů volnosti pohybu. Ze striktně mechanického hlediska je páteř pro udržování statické vertikální pozice velmi nevýhodná pro svou nízkou pasivní stabilitu. Avšak nadbytek stupňů volnosti mající za následek velkou variabilitu pohybu v kombinaci s komplexním systémem muskulatury umožňují, aby byla zachována rovnováha těla ve velké škále pozic a napříč nejrůznějšími pohyby. Porozumění řízení a funkcím osového orgánu je základním kamenem stavby terapie v klinické praxi. Cílem této práce proto je shrnout poznatky o řízení postury při fázickém pohybu horních končetin a porovnat je s výsledky vlastního měření. Mým vlastním osobním cílem je pak hlubší porozumění

řízení postury a díky němu umění tvorby terapie funkce osového orgánu zaměřené na jeho funkční deficit.

1 SOUHRN POZNATKŮ

1.1 ŘÍZENÍ POSTURY

Shumway-Cook & Woolacott (2017) definují řízení postury jako proces kontroly pozice těla v prostoru za dvojitým cílem: udržování rovnováhy a orientace v prostoru. Základní proměnnou, která je ovládána za účelem udržování rovnováhy, je pozice těžiště těla (COM). COM je abstraktní bod, jeho polohu je nutno vypočítat a to jako vážený průměr polohy všech tělesných segmentů. Poloha COM je tedy závislá na poloze každého ze segmentů v prostoru.

Jestli je CNS schopno určit polohu těžiště těla (protože se jedná o abstraktní bod, jehož poloha je určena sumací velkého množství aferentních informací) je jednou ze zásadních otázek výzkumu řízení postury.

Scholz et al. (2007) ve svém pokusu zjišťovali, zda bude pro probandy po náhlém vychýlení z rovnováhy podstatnější návrat do původní pozice COM, nebo konfigurace jednotlivých kloubů. Aby vědci posoudili, která strategie je při zachování rovnováhy využívána, měřili pohyb a pozici jednotlivých segmentů a těžiště těla. Když porovnali výchozí a konečnou polohu segmentů, zjistili, že se od sebe většinou liší. Oproti tomu těžiště těla se s určitou odchylkou vracelo po vychýlení z rovnováhy do výchozí pozice. Prokázalo se tak, že pro CNS je poloha (pohyb) COM důležitou proměnnou.

Udržování rovnováhy je kontinuálně zajišťováno generováním sil (kontrakcí svalů), jejichž působením je udržováno těžiště těla (respektive jeho vertikální projekce) v hranicích opěrné báze (BOS). BOS je polygon ohraničený nejvzdálenějšími body opěrné plochy. Opěrná plocha představuje část podložky, která je v kontaktu s tělem. (Shumway-Cook & Woolacott, 2017)

Pokud pohlížíme na COM také z hlediska jeho momentální rychlosti pohybu a hybnosti, tak musíme předchozí výrok upravit: pozice COM není udržována vždy v hranicích BOS, ale v hranicích stability – což je nejzazší pozice COM v opěrné bázi, ve které daný jedinec dokáže rovnováhu udržet. Poloha hranice stability je závislá také na rychlosti pohybu těžiště a na výchozí pozici COM, odkud byl jeho pohyb iniciován. Jinak řečeno rovnováha nebude zachována v případě, že se COM sice nachází v hranicích opěrné báze, ale pohybuje příliš velkou rychlostí v horizontálním směru. Naopak rovnováhu se podaří udržet, pokud se COM sice momentálně nenachází v hranicích BOS, ale pohybuje se alespoň takovou rychlostí, aby na konci svého pohybu do průmětu BOS dospělo. (Pai & Patton, 1997)

Při vyšetření a v celé řadě studií je často využívána silová plošina, která představuje relativně jednoduchý způsob určení polohy působišť reakčních sil. Tělo působí skrze opěrnou plochu na podložku tíhovou silou a naopak podložka působí na tělo reakčními silami. Kromě tíhové síly působí na podložku také reakční síly svalů. Momenty sil lze zaznamenat silovou plošinou a z nashromážděných dat vypočítat polohu působišť reakční síly (COP). COP je bod, který je určen jako vážený průměr všech sil, které působí na opěrnou plochu jedince. (Zedka & Kolář, 2009)

Jinak řečeno, pokud by měly všechny reakční síly působit skrze jeden bod, byl by to právě tento. (Cavanagh, 1978)

1.1.1 Hlavní funkce řízení postury

Maisson et al. (2004) popisuje řízení postury z hlediska jeho dvou hlavních funkcí. První je antigravitační a druhá spočívá v orientaci těla v prostoru.

Antigravitační funkce zahrnuje dva procesy. Prvním procesem je řízení kinematických řetězců od nohou po hlavu, které by měly být schopny udržet vertikální

polohu těla navzdory působení gravitačního vektoru a reakční síly podložky. Řetězce navíc poskytují dynamickou oporu v průběhu pohybu tělesných segmentů za určitým cílem (například při předpažení a úchopu).

Druhým procesem je ovládání polohy těžiště těla – zachovávání rovnováhy. Tento proces zajišťuje, že ve statických situacích se vertikální projekce těžiště těla a působíště reakční síly nacházejí v hranicích opěrné báze.

Hlava a trup často tvoří při orientaci těla referenční segmenty v takzvané egocentrické referenční soustavě. V tomto vnitřním modelu je definována poloha jednotlivých tělesných segmentů vůči sobě. Oproti tomu poloha cíle pohybu vůči tělu může být kódována do systému souřadnic založených na externím referenčním bodě – v allocentrické referenční soustavě. (Maisson et al., 2004; Paillard, 1991)

Vnější referenční bod je také využíván ke srovnání egocentrické soustavy s vnějším prostředím. Toho je docíleno určením polohy hlavy a trupu (které představují referenční segmenty v egocentrické soustavě) vůči vertikále. K tomu slouží řada senzorů otolitového systému, graviceptorů trupu, plosek nohou a lýtek a zrak (subjektivní zraková vertikála). (Trousselard et al., 2003; Horak & Nashner, 1986)

Informace o poloze hlavy a trupu může být využita k udržení rovnováhy, ale zároveň slouží k určení pozice cíle pohybu vůči tělu a trajektorie potřebné k jeho dosažení. Posturální funkce se tak přímo prolínají s motorickými funkcemi. (Maisson et al., 2004)

Motorika a udržování postury jsou zajišťovány mechanismy řízení na mnoha úrovních CNS. Patří sem elementární posturální reflexy řízené na míšňní a kmenové úrovni, svalové synergie, spouštěné reakce (reakce rychlejší, než volní pohyby, ale flexibilnější, než reflexy) a centrální generátory (*central pattern generators* – generátory cyklických výbojů, které jsou základem pro automatické pohyby, jako je chůze, dýchání, létání,

plavání,...) a na vyšší úrovni integrace také volní odpovědi závislé na strategii pohybu a plánování. (Maisson, 2004)

Vnější narušení rovnováhy jsou korigovány nejdříve biomechanickou tuhostí kloubních spojení, následuje automatická posturální reakce, která je zprostředkována míšními i vyššími reflexy a spouštěnými multisegmentálními odpověďmi, s největší latencí nastupuje aktivní volní odpověď, která je výsledkem integrace informací ve vyšších centrech CNS. (Diener et al., 1988)

1.1.2 Klidný stoj, reaktivní postura a posturální anticipace

Didakticky je řízení postury rozdělováno do tří různých procesů – klidný stoj, reaktivní řízení postury a posturální předjímání (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Klidný stoj je definován jako stav, kdy se nemění opěrná báze a tělo je udržováno ve vertikálním postavení. Tělo se kontinuálně nad opěrnou bází pohybuje a dynamicky zachovává rovnovážnou pozici. Z rovnováhy je tělo neustále vychylováno vnějšími i vnitřními silami. Nejvýznamnější vnější silou působící na lidské tělo v klidném stoji je gravitační síla. Udržování vertikálního postavení tělesných segmentů v gravitačním poli je zajišťováno aktivitou posturálních svalů. Ty v klidu udržují stálou hladinu tonické aktivity, na kterou navazují fázičké výboje, které vyrovnávají momentální posturální disturbance (narušení). Energetické nároky na udržování vertikálního postavení těla snižuje vzájemné postavení tělesných segmentů. V ideálním případě jsou segmenty nad sebou vyvažovány podle vertikální osy, která prochází od *processus mastoideus* ke kyčelnímu kloubu a těsně před hlezenní kloub. (Shumway-Cook & Woollacott, 2017)

Práci dýchacích svalů a srdce vznikají vnitřní síly, které jsou zdrojem posturálních disturbancí. Rytmičkový pohyb všech tělesných segmentů, který časově koreluje s prací srdce a s dechem, minimalizuje vliv vnitřních sil na pohyb těžiště těla. Pokud jsou zvětšením

funkčního mrtvého prostoru (dýcháním přes trubici) zvětšeny nároky na práci dýchacích svalů, dochází ke zvětšení pohybu COM. K tomu dochází pravděpodobně v důsledku vyčerpání funkční kapacity svalů podílejících se na kompenzaci posturálních disturbancí a zároveň na dýchání (Hodges et al., 2002)

Narušení rovnováhy jsou kompenzovány reaktivními a proaktivními strategiemi. Reaktivní strategie zajišťují návrat rovnováhy po nečekaném vychýlení. Síly, které vedou k vychýlení těžiště, umíme často předvídat. Valná většina předvídání je podvědomým procesem, který přímo nezaznamenáváme. Můžeme však díky němu provést přípravné pohyby anebo změnit napětí svalů tak, abychom minimalizovali narušení rovnováhy způsobené různými vnějšími nebo vnitřními silami. (Shumway-Cook & Woollacott, 2017)

Mezi strategie posturální anticipace patří například malé vyrovnávací pohyby tělesných segmentů při dýchání, které je zdrojem periodicky se opakujících posturálních narušení. Aktivita muskulatury těla musí být často koordinována společně s rytmem dýchání. (Hodgese et al., 2002)

1.2 POSTURÁLNÍ STRATEGIE Z HLEDISKA KINEMATIKY A KINETIKY

Rychlé pohyby končetin mohou být samy o sobě považovány za posturální disturbance (Bernstein, 1967). Při pohybu horních končetin (HKK) dochází ke vzniku reakčních momentů, které se přenášejí na další kloubní spojení. Kromě nich je postura při pohybu ovlivněna změnou polohy těžiště těla vyvolané pohybem tělesných segmentů a v neposlední řadě také reakčními silami podložky. Působíště reakční síly se pohybuje v opačném směru než těžiště těla. Poloha těžiště těla se mění v důsledku změny rozložení hmoty. (Friedli et al., 1988; Aruin & Latash, 1995; Hodges et al. 1999)

Motorický systém volí různé strategie jak si poradit se silami vznikajícími v důsledku pohybu. Součástí každé strategie je jak reaktivní složka založená na zpětné vazbě, tak anticipace. Reakce na podnět přichází vždy se zpožděním. Jeho velikost je závislá na celé řadě faktorů, mimo jiné na úrovni zpracování podnětu (monosynaptické reflexy poskytují velmi rychlou odpověď na rozdíl od komplexních odpovědí vyšších center CNS). (Schmidt & Lee, 2014)

Anticipace představuje pohyby o malé amplitudě, které mají připravit tělo na přicházející momenty síly a snížit tak jejich dopad na stabilitu. (Hodges et al., 2002)

Posturální strategie jsou velmi flexibilní. Ve stoji jsou posturální disturbance do velké míry vyrovnávány aktivitou svalů dolních končetin. Pokud se však proband chytí rukou pevné opory, budou se na strategii vyrovnání náhlého posturálního narušení podílet především svaly horních končetin. (Nashner & McCollum, 1985)

Průběh posturální anticipace je ovlivněn předešlou aktivitou svalů, které se na ní podílejí, momentálním stavem těžiště těla (jeho polohou a rychlostí pohybu), postavením jednotlivých segmentů, mentálním stavem, pohybovým úkonem, který hodlá jedinec

provést, únavou, bolestí a kvalitou proprioceptivní informace vstupující do CNS. (Abiko et al. 2015)

Pravděpodobně nejpodrobněji jsou popsány posturální strategie vycházející z pohybu kloubů dolních končetin. Sem se řadí kotníková a kyčelní strategie. V klidném stoji je rovnováha zachovávána především pohybem v hlezenním a kyčelním kloubu. (Horak & Nashner, 1986)

Posturální strategie se neuplatňují sériově jedna po druhé. Naopak vždy se uplatňují všechny, ale v různém vzájemném poměru. Při posturálních výchylkách o malé amplitudě se spíše uplatňuje kotníková strategie a se zvětšující se amplitudou výchylky se zvyšuje podíl pohybu v kyčelních kloubech (a potažmo flexe kolenních kloubů). Nicméně i v klidném stoji je rovnováha zachovávána jak pohybem v kotníku, tak v kyčli. (Creath et al., 2005)

Další možnou posturální strategií je udělat krok ve směru pohybu těžiště a tím zachovat jeho vertikální projekci (COG) v hranicích stability, nebo naopak pohnout těžištěm proti směru očekávaného narušení rovnováhy. Shumway-Cooková a Woollacottová (2017) uvádějí, že k této možnosti není přistupováno až ve chvíli, kdy hrozí ztráta rovnováhy, ale může být součástí předvídání směru pohybu těžiště a při vykonávání komplexních úkolů (například při chytání míče – kdy je třeba zároveň zachovat rovnováhu, ale také předvídat místo dopadu míče) může být zvolena tato strategie spíše, než kyčelní nebo kotníková strategie. V některých případech může být vertikální postavení trupu a rovnováha na moment obětována a místo toho je dána přednost úkolu orientace vůči cíli pohybu.

Součástí posturální strategie, jejímž účelem je zachovat rovnováhu, je u zdravých jedinců také segmentální pohyb páteře. Podíl pohybu bederních obratlů na udržování

rovnováhy zkoumali Hodges & Mok (2013), kteří prokázali zhoršení schopnosti vyrovnávat posturální odchylky vyvolané nenadálým pohybem podložky u zdravých jedinců, kterým byl nasazen bederní korzet omezující pohyb páteře mezi obratli T10 a S2. Korzet nemění rychlost nástupu pohybu bederních obratlů (reakční čas jím není změněn). V sérii pokusů, kdy měli zdraví probandi nasazený korzet, se zvětšila amplituda odchylek COP a prodloužila doba potřebná pro návrat do rovnovážné pozice, oproti pokusům, kdy korzet nasazený neměli. Pohyb bederní páteře nebyl korzetem omezen zcela dokonale. Je však zřejmé, že intersegmentální pohyblivost bederní páteře je významný pro zachování rovnováhy při působení vnějších sil.

Jak bylo uvedeno výše, pohyb páteře o malé amplitudě se uplatňuje také při pohybu horních končetin – není jen součástí reakce na nenadálé vychýlení z rovnováhy, je také dílem plánované strategie.

Starší studie, jako například experiment Buisseta a Zattary (1981), sledují především elektromyografická (EMG) data posturálních svalů dolních končetin a akceleraci tělesných segmentů, případně pohyb vertikální projekce těžiště těla pomocí silové plošiny. Konkrétně Buisset a Zattara (1981) nechali probandy provádět jednostrannou flexi horní končetiny do horizontály. Záznamem ze silové plošiny byly znázorněny přípravné pohyby těžiště těla, které se vyznačovaly charakteristickým zrychlením směrem ventrálně a kraniálně. Porovnáním akcelerometrických dat a záznamu EMG bylo také zjištěno, že k pohybu tělesného segmentu dochází přibližně se 40 ms zpožděním po nástupu elektrické aktivity svalů. Pohyb vycházející z posturální anticipace se objevoval 40-50 ms před nástupem pohybu horní končetiny. Charakter přípravného pohybu se s vnější zátěží neměnil. Jeho amplituda zůstává zachována, ale mění se načasování zahájení posturální

přípravy. Pohyb tělesných segmentů spojený s anticipací reaktivních sil se objevuje 20-30 ms před zahájením pohybu HKK.

Další ze základních kamenů výzkumu posturálních strategií spojených s pohybem horních končetin položil Friedli a kolektiv ve dvoudílné studii. Nejdříve analyzují fázickou aktivitu posturálních svalů dolních končetin a trupu a o čtyři roky později vydávají podrobnou kinematickou analýzu pohybu celého těla. Probandi v těchto dvou studiích prováděli ve stoje flexi a extenzi lokte. Úkolem bylo dosáhnout maximální možné rychlosti pohybu bez ohledu na jeho přesnost. Pohyb probíhal nejdříve nezátíženě a ve druhé fázi s 1 kg závažím. Další modifikací byla série flexí a extenzí při kterých byli probandi připoutáni pásky ke zdi, čímž jim byla poskytnuta opora. Výsledky kinematické analýzy pohybu ukazují, že při flexi lokte dochází v první třetině pohybu k flexi trupu, ale následně přechází do extenze, ve které je pohyb završen. Při extenzi lokte je tento pohyb přesně opačný. Podobnou charakteristiku vykazuje i pohyb COP, které se nejdříve pohybuje dorzálně (5cm od počátečního postavení) a v polovině pohybu lokte se naopak začíná pohybovat ventrálně. Tento pohyb zakončí 8 cm před původním postavením, do kterého se vrací až po skončení pohybu. (Friedli et al., 1984; Friedli et al., 1988)

Pozdější studie se zaměřují na analýzu přípravných a reaktivních pohybů páteře. Hodges et al. (1999) ve svém pokusu nechali probandy provádět maximální možnou rychlostí bilaterální pohyby horních končetin v ramenním kloubu. Opakovali série flexí, abdukci a extenzí. Flexe a abdukce horních končetin se prokázaly jako kvalitativně velmi podobné. Oba pohyby horních končetin předcházela přípravná extenze páteře o amplitudě od 0,5 do 3°. V průběhu samotného pohybu horních končetin nicméně vlivem reakčních sil dochází k flexi páteře v rozsahu od 1 do 8°. Při abdukci byl výsledný flekční pohyb zpravidla výrazně menší, stejně jako působící reakční síly. Přípravná extenze páteře se

odehrávala 10-50 ms před nástupem pohybu horních končetin. V okamžiku, kdy se horní končetiny začínaly pohybovat, byl přípravný pohyb v 1/3 svého maxima. Výsledný pohyb páteře se objevoval asi 20-30 ms po počátku pohybu končetin a byl završen asi 80 ms po tomto okamžiku. Extenze horních končetin byla doprovázena obráceným vzorcem přípravného a výsledného pohybu – příprava spočívala ve flexi páteře, ale pohyb byl završen její extenzí.

Pohyby těžiště těla a COP rovněž předcházely pohybu horních končetin. Při flexi a abdukci se těžiště v rámci přípravného pohybu posouvalo dorzálně a v průběhu extenze ventrálně. Působíště reakční síly vykazovalo přesně opačný vzorec pohybu.

Aruin a Latash (1995) v podobném experimentu nicméně dospěli k opačnému výsledku, což bylo podle kontrolního měření Hodgese et al. (1999) způsobeno větším podílem kyčelní strategie na vyrovnávání vychylek rovnováhy.

Podle Aruina a Latashe (1995) představuje symetrická abdukce horních končetin nejméně posturálně náročnou situaci a způsobuje nejmenší narušení rovnováhy. V této studii navíc byly prováděny symetrické pohyby horních končetin i se závažími upevněnými na zápěstí o hmotnosti 1kg. Kvalitativně se charakter aktivity svalů neměnil, kvantitativně se zvětšila amplituda aktivace *m. erector spinae*, *m. rectus abdominis* a *m. rectus femoris*, nicméně pod hladinou signifikance.

Bleuse et al. (2002) oproti předchozím studiím měřil síly působící na osový orgán při jednostranné flexi horní končetiny. Výsledky jeho měření byly konzistentní s předchozími studiiemi – zaznamenal přípravný pohyb těžiště těla i působíště reakčních sil v opačném směru, než kam byly tyto body ve výsledku posunuty. Při asymetrickém pohybu však zaznamenal také vertikální torzní síly (Tz), které na trup působí. Jejich průběh vykazoval podobnou charakteristiku, jako pohyb COM, nebo COP. Flexi pravé horní končetiny

předcházela přípravná torze osového orgánu po směru hodinových ručiček, anticipační pohyb byl v 1/2 svého průběhu ve chvíli započetí flexe HK. Torzní síly vznikající při pohybu nakonec dostihly anticipaci a zapůsobily proti směru hodinových ručiček ve vrcholu o stejném trvání a intenzitě, jako přípravný pohyb. Vnější zátěž o velikosti 1 kg, kterou probandi v jedné z variant pokusu zvedali, neovlivnila signifikantně rychlost pohybu, ani jeho trvání, ale zvětšila hodnoty Tz a maxima síly působící skrze COP.

K podobným výsledkům dospěla také studie Morris et al. (2012). Přípravný rotační pohyb byl zaznamenán směrem k pohybující se horní končetině a výsledná rotace směrem od ní. Pohyb vykonávaný s 1 kg závažím se pak kvalitativně neměnil, ale výsledná amplituda pohybu se zvětšila v důsledku zvětšení působících sil. Kromě toho v této studii bylo určeno, že asymetrický pohyb obou končetin ve výsledku vytváří větší axiální torzní sílu, než jednostranný pohyb.

1.2.1 Dynamická stabilita trupu

Crisco et al. (1992) prokázal, že bederní páteř bez aktivních svalů zkolabuje již při zátěži 90N (přičemž horní část trupu a hlava působí na bederní páteř v klidném stoji silou asi 500N). Proto ovládání pohybu páteře vyžaduje kontrolu všech šesti stupňů volnosti v každém jejím segmentu, který je samostatně řízen tak, aby nedošlo ke kolapsu v jakémkoli směru.

Kolapsu páteře zabraňuje kokontrakce povrchových (globálních) svalů, které zvyšují pevnost kloubních spojení obratlů. Kokontrakce těchto svalů vede ke kompresi segmentů páteře a tím zvýšení sil, které jsou zapotřebí, aby došlo k pohybu v jednotlivých kloubních spojeních. Tento mechanismus se uplatňuje zejména při zvedání břemen, vzpírání a ve chvílích, kdy je těžké předvídat velikost a směr působení momentů síly, které by mohly

ohrozit stabilitu páteře. V takových situacích je žádoucí zpevnění páteře s cílem zabránit jejímu kolapsu. (Hodges et al., 2016)

Mnoho pohybových úkolů naopak vyžaduje volnost pohybu jednotlivých segmentů páteře. Jsou to pohyby o velkém rozsahu, nebo odehrávající se ve velké rychlosti. Kokontrakce povrchových svalů v tomto případě není ideální strategií pohybu, naopak je vyžadováno preciznější řízení pohybu (Saunders et al., 2005). Nadbytečná míra kontroly a vysoká tuhost kloubních spojení páteře ve stoji způsobuje omezení malých pohybů obratlů. Intersegmentální pohyb slouží k rozptýlení působících sil. Pokud je omezen, pak dochází ke zvětšení sil, které působí na těžiště těla a tím narušující rovnováhu. Častěji pak dochází k momentům, kdy je třeba aktivně korigovat polohu COM, což je spojeno se zvýšenými energetickými nároky na udržení klidného stoje. (Perry & Burnfield, 1992).

Podobně při záznamu EMG aktivity svalů se ukazuje, že ve chvíli dopadu paty na zem (heel strike) dochází ke zpevnění páteře, ale následně jsou působící síly rozvedeny a svaly naopak vykazují sérii fázických výbojů aktivity. (Saunders et al., 2005)

Rovnováha mezi pevností a pohyblivostí trupu je zásadní při vykonávání pohybu. Nadbytečná pevnost trupu i přílišná volnost mohou vést k suboptimálnímu zatěžování tkání a vyústit v onemocnění pohybového aparátu. Každá pohybová úloha vyžaduje jiné podmínky nastavení postury. Stabilita trupu, pánve a páteře je proto řízena dynamicky podle požadavků prováděného pohybu. (Hodges et al., 2016)

Dynamická stabilita je podmíněna pohybem všech zúčastněných segmentů a schopností reagovat na vnitřní i vnější podněty a na očekávaná i neočekávaná narušení rovnováhy (Zazulak et al., 2007).

1.3 NEUROMUSKULÁRNÍ MECHANISMY ŘÍZENÍ POSTURY

Pro ovládání každého stupně volnosti pohybu v kloubu je třeba alespoň dvou svalů (páru agonisty a antagonisty). Tyto páry svalů mohou pracovat buďto recipročně a tím vyvolávat torzní síly působící na kloub, nebo se mohou kokontrahovat. Vyrovnaná kokontrakce (pokud oba agonisté i antagonisté působí stejně velkou silou) nevyvolává pohyb v kloubu, ale zvyšuje jeho odolnost vůči pohybu. (Darainy & Ostry, 2008)

Klouby lidského těla mají většinou více než jeden stupeň volnosti a je kolem nich celá síť svalů, která zajišťuje jejich pohyb a stabilizaci ve všech směrech. Svaly okolo kloubů je možno považovat za akční členy (aktuátory), u kterých je ovládána nejen síla, kterou mají působit, ale také jejich rezistence vůči protažení. Z toho vyplývá, že součástí ovládání kloubu není jen síla nutná k vyvolání pohybu, ale také určení potřebné odolnosti kloubu vůči pohybu v závislosti na povaze motorického úkolu. (Hogan, 1984)

Kokontrakce svalů je ve větší míře uplatňována jako strategie předcházející destabilizaci za statických podmínek. Snižování podílu kokontrakce svalů je také součástí procesu učení pohybu. V nacvičených pohybech je zbývající kokontrakce přesně naladěna tak, aby odpovídala momentálním požadavkům pohybu. (Darainy & Ostry, 2008)

V procesu učení pohybu je kokontrakce postupně nahrazována stabilní dynamickou aktivitou svalů. Z počátku je pohyb v kloubu charakterizován řadou změn torzních sil, které vyústí v odchylku ze zamýšlené trajektorie. Učením pohybu se systém stabilizuje. Nejdříve je redukována kokontrakce, posléze se zpřesňuje trajektorie a nakonec se snižuje odolnost kloubů vůči pohybu na nezbytné minimum, protože vyšší podíl svalové aktivity představuje nadbytečnou spotřebu metabolické energie a potenciální ohrožení rovnováhy. (Franklin et al., 2003)

1.3.1 Stabilizace osového orgánu při repetitivních pohybech

Páteř je stabilizována třemi subsystémy: aktivním, pasivním a řídicím. Aktivní je tvořen svaly a jejich šlachami, které vytváří momenty síly. Pasivní sestává z obratlů, ligament, kloubních pouzder, facetových kloubů a meziobratlových plotének. Řídicí subsystém je tvořen nervy a CNS, které ovládají sílu generovanou svaly a načasování jejího působení. (Panjabi, 1992)

Bergmark (1989) rozdělil svaly ovlivňující pohyb páteře na lokální a globální. Globální svaly jsou velké povrchové svaly spojující hrudník a pánev. Tyto svaly mají velká ramena síly a jejich kokontrakce (například při zvedání těžkých předmětů) zpevňuje páteř a zamezuje jejímu zhroucení.

Lokální svaly oproti tomu leží v hloubce a upínají se přímo na obratle. Jejich rameno síly je malé a nemohou tak efektivně ovlivnit směr pohybu celého osového orgánu. Ale umožňují udržovat vzájemnou polohu obratlů a jsou proto důležitým prvkem dynamické kontroly jejich postavení při pohybu, který je vyvolán kontrakcí globálních svalů. (Hodges, 2016)

Malé epaxiální svaly obsahují navíc velký počet svalových vřetýnek, takže poskytují přesnou zpětnou vazbu o svém napětí, se kterým je úzce spjata poloha segmentů páteře (Nitz & Peck, 1986).

Lokální svaly jsou často aktivovány při pohybu tonicky bez přímé vazby na směr odehrávajícího se pohybu a jejich aktivita stoupá v předstihu, před velkými svaly, které jsou hlavními aktéry odehrávajícího se pohybu. (Hodges, 2016)

Udržování rovnováhy a postavení segmentů v průběhu pohybu horních končetin je komplikováno tím, že svaly, které se na této funkci podílejí, mají další důležité úkoly, jejichž plnění je nezbytné pro udržení homeostázy. Bránice, pánevní dno, břišní svaly i

vzpřimovače páteře se podílejí na respiraci. Pánevní dno je zodpovědné za kontinenci a zabraňuje prolapsu pánevních orgánů. Bránice zajišťuje svěračovou funkci a zabraňuje refluxu žaludečních šťáv do jícnu. (Hodges, 2016)

Pohyb horní končetiny je posturálně zajištěn přesně načasovanou fázickou aktivitou svalů, která navazuje na tonickou aktivitu spojenou s udržováním vertikálního držení těla a zabraňující například inkontinenci. Navazuje také na rytmickou aktivitu bránice a dalších svalů, které se podílejí na dýchání. Anticipační pohyby vyvolané fázickou aktivitou svalů jsou prováděny tak, aby zmírnily dopad reakčních momentů sil na páteř, minimalizovaly posturální disturbance, rozptýlily působící síly, ale také snížily energetické nároky (z hlediska výdeje metabolické energie). (Hodges, 2016)

1.3.2 Globální svaly

Mezi globální svaly trupu, které zajišťují udržování postury při pohybu horních končetin, se řadí zejména *m. erector spinae* (ES), *m. rectus abdominis* (RA), *m. obliquus internus abdominis* (OI) a *m. obliquus externus abdominis* (OE). Mezi globální svaly je řazen navíc *m. iliopsoas* a *m. latissimus dorsi*, nicméně Bergmark (1989) uvádí, že vzpřímená postura může být udržena i bez jejich aktivace. V rámci pozdějších studií jejich aktivita v souvislosti s repetitivními pohyby horních končetin nebyla hlouběji zkoumána.

Aktivita globálních svalů při pohybu horních končetin je charakteristická trifázickým průběhem. Na záznamu EMG je při flexi horních končetin zaznamenán nárůst aktivity ES před nástupem *m. deltoideus* (který primárně pohybuje horní končetinou), následuje pokles jeho aktivity spojený se zapojením RA a v poslední fázi se objevuje další výboj ES. Při extenzi horních končetin se svaly zapojují v opačném vzorci – RA zvyšuje svou aktivitu jako první. (Bouisset & Zattara, 1981; Friedli et al. 1984; Latash & Anson 1995)

Hodges et al. (1999) zaznamenal, že při bilaterální flexi HKK dochází v předstihu k aktivaci ES. *Obliquus externus abdominis* a *rectus abdominis* se aktivují společně až 50 ms po *m. deltoideus*. Při abdukci HKK zaznamenává, že k trifázické aktivaci ES a RA dochází ve dvou salvách (celý vzorec se dva krát opakuje).

Allison et al. (2008) uvádí, že při jednostranné flexi HKK se OI (společně s *m. transversus abdominis*, jehož funkce je diskutována níže) zapojuje v rámci anticipace kontralaterálně. Oproti studii Hodgese et al. (1999) zaznamenává aktivitu OE v předstihu před *m. deltoideus*.

1.3.3 Lokální svaly

Aktivita *m. transversus abdominis* (TrA), a *musculi multifidi* (MF) byla v rámci skupiny lokálních svalů velmi dobře prozkoumána právě v souvislosti s repetitivními pohyby horních končetin. Působí v synergii s pánevním dnem a bránicí, jejichž aktivita je popsána odděleně.

Funkce TrA jsou dlouho diskutovanou problematikou. Z dřívějších výzkumů aktivity TrA při jednostranném pohybu HKK vyplývá, že se zapojuje v rámci anticipace vždy bez ohledu na směr pohybu končetin. (Hodges & Richardson, 1997)

Pozdější studie poukazují na skutečnost, že aktivita TrA byla snímána pouze jednostranně. Proto uniklo pozornosti, že se nejhlubší břišní sval aktivuje stranově asymetricky. Horizontální orientace vláken TrA mu umožňuje vyvíjet moment síly, který vyvolává při jeho stranově asymetrické aktivaci rotaci bederní páteře. Proto se TrA zapojuje například při pohybu jedné horní končetiny, který vyvolává působení vertikálních torzních sil, v rámci anticipace kontralaterálně. Tím zmírňuje dopad reaktivních momentů sil na posturu (Allison et al., 2008; Morris et al., 2012).

Při repetitivním pohybu dolních končetin (chůze a běh) se TrA zapojuje tonicky. Tato tonická aktivita je modulována v závislosti na rychlosti lokomoce, frekvenci pohybu končetin a frekvenci dýchání. Se stoupající zátěží (rychlostí pohybu) se hladina tonické aktivace svalů zvyšuje. (Saunders et al., 2005)

Kromě rotace trupu se podílí TrA na regulaci nitrobřišního tlaku a prostřednictvím tahu za thorakolumbální fascii také na ovládání tuhosti sakro-iliakálního kloubu. Těmito mechanismy ovlivňuje intervertebrální pohyb páteře při pohybu končetin i při statických úkolech, jako je zvedání závaží. (Hodges et al., 2016)

Musculi multifidi se ve své povrchové i hluboké vrstvě aktivují anticipačně před flexí horních končetin. Při jejich extenzi je jejich aktivita zaznamenána mimo interval posturální přípravy. (Abiko et al., 2015)

Ve studii in vitro Wilke et al. (1995) prokázal, že MF zvyšují svou kontrakční pevnost intervertebrálních kloubů. Vzhledem k jejich segmentálním úponům mohou tyto svaly ovlivňovat v průběhu pohybu postavení jednotlivých segmentů a regulovat jejich pohyblivost.

Lee et al. (2009) kromě aktivace MF před flexí horních končetin popisuje také druhý nárůst jejich aktivity 275-300 ms po nástupu aktivity *m. deltoideus*. Aktivita MF byla také zaznamenána při extenzi HK, při které se vrchol objevuje 125-150ms po *deltoideu*. Tyto výsledky jsou konzistentní s předchozími zjištěními o trifázické aktivitě posturálních svalů.

1.3.4 Bránice a pánevní dno

Aktivita bránice je modulována tak, aby naplňovala všechny své funkce zároveň. Při kontinuálním pohybu horních končetin se bránice aktivuje tonicky a společně s břišními svaly se podílí na zvýšení nitrobřišního tlaku. Tonická aktivita bránice je amplitudově

modulována frekvencí pohybu horních končetin a frekvencí dýchání. Bránice se podílí na ovládní intervertebrálního pohybu bederní páteře a respiraci současně. (Hodges & Gandevia, 2000a)

Bránice a TrA vykazují stejnou charakteristiku modulace tonické aktivace během pohybu horních končetin a dýchání, ale frekvence kolísání jejich aktivity jsou vůči sobě fázově posunuty. Ostatní abdominální svaly se v synergii s bránicí kontrahují a zajišťují tak zvýšení nitrobřišního tlaku a zachování symetrie břišní stěny. Jejich aktivita ale není modulována s frekvencí dýchání. (Hodges & Gandevia, 2000b)

Svaly pánevního dna se během pohybu horních končetin aktivují rovněž v rámci anticipace tonicky. Jejich aktivita je amplitudově modulována a vzniklá frekvence kolísání odpovídá frekvenci pohybu končetin. Modulace spojená s dýcháním je v případě pánevního dna podobná aktivitě povrchových břišních svalů. (Hodges et al., 2007)

Svaly pánevního dna při nádechu pracují excentricky a ve výdechu koncentricky. Svou kontrakcí se podílí na kontrnutaci *os sacrum*. V tomto pohybu k nim působí antagonisticky *musculi glutei* a MF. Svou kontrakcí svaly pánevního dna společně s TrA přispívají ke stabilitě sakroiliakálního kloubu. Kontrakce svalů pánevního dna vede ke zvýšení tuhosti celého pánevního kruhu. (Hodges et al., 2016)

1.4 ZMĚNY POSTURÁLNÍ STRATEGIE ZAPŘÍČINĚNÉ BOLESTÍ

Intervertebrální pohyb o malém rozsahu je u zdravých jedinců součástí anticipace reaktivních momentů sil, které vznikají při pohybu horních končetin. Tento pohyb má minimalizovat dopad těchto sil na stabilitu. (Buisset & Zattara, 1981; Aruin & Latash, 1995; Hodges et al., 1999)

Pokud je intervertebrální pohyb omezen například korzetem, tak se při náhlém vychýlení podložky zvětší amplituda odchylek COM (Hodges & Mok, 2013).

U pacientů s chronickou bolestí lumbosakrální oblasti (LBP – z anglického „low back pain“) je patrné omezení segmentálního pohybu páteře. Omezení přípravných pohybů páteře je spojeno se zvětšeným výsledným pohybem páteře při flexi HKK prováděné maximální rychlostí. Mok et al. (2007) porovnává pohyb bederní páteře skupiny zdravých probandů a skupiny s LBP. Z výsledků studie je patrné, že jedinci s LBP častěji než zdraví probandi, neprovádějí přípravný pohyb a dochází u nich k větší výsledné flexi bederní páteře. Zatímco v kontrolní skupině, která netrpí bolestmi, nevede nepřítomnost přípravného pohybu k významnému zvětšení výsledné flexe páteře. To je pravděpodobně způsobeno zapojením dalších posturálních strategií, které výzkumná metoda nezachytila. Strategie mohly spočívat ve změně tonické aktivity svalů, nebo v pohybu v hlezenním kloubu (pohyb kyčelního kloubu zachycen byl).

Při oboustranné flexi HKK je čas potřebný pro stabilizaci signifikantně vyšší u pacientů s bolestmi bederní páteře. Podobně je signifikantně vyšší počet pohybů (nebo analogicky jejich frekvence) nutných k zachování stability. Celkový rozsahu pohybu COP se u pacientů s LBP významně neliší od zdravých jedinců. (Mok et al., 2011)

Experimentálně vyvolaná bolest měla i u zdravých jedinců za následek porušení anticipační aktivace svalů trupu, zejména *m. transversus abdominis* a *m. obliquus internus*

abdominis. Jednalo se o porušení především ve smyslu zpoždění aktivace, nebo snížení amplitudy aktivace. U ostatních svalů trupu došlo v některých případech ke zvýšení aktivity a jindy naopak ke snížení. Výsledky se interindividuálně výrazně lišily, kromě konzistentní změny v aktivaci hlubokých břišních svalů. (Hoges et al., 2003)

Nicméně Moseley et al. (2004) následně prokázal, že změna v anticipační aktivitě svalů může být indukována také odvedením pozornosti (dalším kognitivním úkolem, který probandi museli plnit v průběhu pohybu horních končetin), nebo vyvoláním stresu a nejistoty. Tyto změny nejsou kvalitativně stejné, jako při vyvolání experimentální bolesti, ale vykazují podobnou variabilitu mezi jedinci a narušují přípravné pohyby.

V navazující studii Moseley a Hodges (2005) popisují, že při experimentálně navozené bolesti bederní páteře pomocí elektrické stimulace dochází k rozvoji adaptační strategie pohybu. Tím prokazují, že změna v motorice není zprostředkována pouze interferencí motorického programu s nociceptivní stimulací, ale přímo tvorbou nového vzorce pohybu ve vyšších centrech CNS v reakci na změněné podmínky. Adaptační strategie zahrnuje změny v aktivaci *m. transversus abdominis*, *m. obliquus internus abdominis* a *m. obliquus externus abdominis*. Probandi vsedě jednostranně flektovali HKK. Adaptační strategie se postupně mění v průběhu pohybu s tím, jak se motorický systém vyrovnává s bolestí. Když byla bolestivá stimulace ukončena, tak se vzorec aktivace svalů vracel pomalu do podoby před stimulací.

U skupiny pacientů s LBP byla pomocí EMG prokázána také vyšší aktivita *m. erector spinae pars lumbalis*, která má za následek zvýšení stability bederní páteře. Dochází tak sice ke zpevnění, ale zároveň ke zmenšení intersegmentální pohyblivosti. (Dieën et al., 2003)

Kolář et al. (2012) zkoumal posturální a dechovou aktivitu bránice u zdravých jedinců a pacientů s LBP. Při izometrické flexi horních a dolních končetin bránice vykazuje u pacientů s LBP menší inspirační exkurze ve své kostální a sternální části, než u zdravých probandů. V kontrolní skupině se všechny části bránice kontrahovaly rovnoměrně.

Ve stoji je u pacientů s LBP patrná nedokonalá kompenzace posturálních disturbancí způsobená dýcháním. U zdravých jedinců rytmický pohyb COP, jehož průběh koreluje s respiračními pohyby hrudníků, minimalizuje pohyb těžiště těla. Pacienti s LBP vykazují vyšší odchylky pozice COP, než zdraví jedinci. Jejich posturální strategie kompenzující dechovou aktivitu je méně efektivní. (Grimstone & Hodges, 2003)

Z meta-analýzy dostupných zdrojů zabývajících se kinematickými změnami spojenými s LBP vytvořené Lairdem et al. (2014) vyplývá, že v porovnání se zdravými jedinci mají pacienti s bolestmi bederní páteře významně zhoršenou propriocepci. Jak z hlediska schopnosti repozice bederní páteře do původní pozice (před vychýlením), tak zvýšený práh detekce pohybu a také sníženou přesnost pohybu bederní páteře. Konzistentně mají také pacienti snížený rozsah pohybu páteře. Důležitým závěrem meta-analýzy je také heterogenita v definici LBP, experimentální metodiky a hodnocení intenzity LBP. Chybějící procedurální standardizace znemožňuje určit, které parametry zjištěné u pacientů jsou příčinou jejich obtíží a které jsou důsledkem.

Lee et al. (2010) diskutuje, že za účelem objasnění příčin vzniku LBP a jeho důsledků je zapotřebí vytvořit longitudinální studie sledující vývoj parametrů jako je kvalita propriocepce nebo rozsah pohybu.

1.4.1 Stabilita a robustnost

Při popisu kvality postury nebo stoje je až příliš často je užíván pojem stabilita. Bylo by proto na místě tento pojem přesněji definovat. Stabilní systém definuje Cholewicki et al. (1997) jako takový, který je po vychýlení schopen se navrátit do rovnovážného stavu. Stabilita může být dynamická, což je schopnost udržet požadovanou trajektorii pohybu, nebo statická, což je schopnost udržet požadovanou pozici (Zazulak et al., 2007).

Hodges et al.(2002) uvádí, že stabilita systému se týká zachovávání všech funkcí, které daný orgán má za úkol zajistit. V případě páteře jsou to (kromě vertikálního držení těla) pohyby malé amplitudy, které zajišťují jak expanzi hrudníku při dýchání, tak kompenzují narušení rovnováhy způsobené dechovými pohyby.

Mok a Hodges (2013) zavádí na místo pojmu „stabilita“ nový pojem „robustnost“, který lépe vyjadřuje vlastnosti celého pohybového systému, který si musí poradit s různorodými úkoly. Zachovává napřímění páteře, rovnováhu, orientaci v prostoru a při tom naplňuje další nezbytné fyziologické požadavky, jako je dýchání, kontinence, udržování polohy vnitřních orgánů. Robustní systém se vyznačuje svou schopností se do rovnovážného stavu navracet navzdory působení vnějších sil, zatímco systém s omezenou robustností selhává již při menších narušeních rovnováhy.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem experimentální části práce je posoudit, zda kinematická data získaná měřením pohybu osového orgánů při abdukci horních končetin pomocí inerciálních senzorů budou odpovídat výsledkům předchozích studií.

Cílem je z naměřených dat zjistit následující:

- Zda se u měřených probandů vyskytuje přípravný pohyb pánve osového orgánu do extenze a výsledný pohyb do flexe.
- Jestli je při jednostranné abdukci patrné působení vertikální torzní síly a objevuje se s tím související rotace pánve a hrudníku.
- Jak se liší Fourierova transformace ryvu jednotlivých segmentů mezi probandy.

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V rámci experimentální části práce byl měřen pohyb *os sacrum* a hrudní páteře v průběhu abdukce a addukce horních končetin (Aruin & Latash, 1995; Hodgese et al. 1999; Bleuse et al. 2002).

Měření se účastnili 2 probandi, ženy ve věku 25 a 54 let, antropometrické údaje obou probandů shrnuje tabulka 1. První proband netrpí bolestmi páteře, ani žádnými neurologickými ortopedickými, nebo interními onemocněními. U druhého probanda byla anamnesticky zjištěna chronická bolest bederní páteře intermitentního charakteru v posledních 6 měsících. V době měření proband nepocíťoval bolest. Proband není léčen pro jakékoli jiné závažné ortopedické, neurologické ani jiné onemocnění. Oba probandi podepsali informovaný souhlas.

Proband	Věk	Výška	Hmotnost	LBP
1	25 let	165 cm	65,8 kg	NE
2	54 let	172 cm	75 kg	ANO

Tabulka 1 – antropometrické údaje probandů

3.1 METODIKA

Měření bylo provedeno soustavou inerciálních senzorů (IMU) WMS4 vyvinutých firmou Princip a.s. Sensory mají rozměry 31,7 x 39,4 x 7,1 mm a hmotnost 10 g. Obsahují 3D akcelerometry, 3D gyroskopy a 3D magnetometry. Zaznamenávají tedy lineární zrychlení, úhlovou rychlost a vektor magnetického pole.

Probandi prováděli cyklus abdukcí a addukcí horních končetin s počáteční pozicí ve stoji s nohama rozkročenýma na šířku pánve s horními končetinami volně svěřenými podél těla (Allison et al., 2008). Abdukce byla prováděna až do vertikálního postavení obou paží společně s vnější rotací. Pohyb nebyl prováděn ve frontální rovině, ale v postavení o 5-10° stupňů ventrálněji, kvůli postavení *fossa glenoidalis*, která je od frontální roviny odchýlena směrem dopředu (Oatis, 2017). Probandi byli požádáni, aby se dostavili ve volném oblečení a aby při měření byli bez obuvi. Experiment probíhal ve 2 fázích. V každé fázi byly provedeny 3 varianty abdukce HKK:

1. F1 - abdukce bez zátěže

- *Bilaterální abdukce*
- *Abdukce LHK*
- *Abdukce PHK*

Během celé fáze jsou v obou rukou drženy lehké dřevěné násady o stejném průměru, jako rukojeti činek používaných v následujících fázích, tak aby výsledný pohyb nebyl ovlivněn změnou postavení ruky a nepřítomností úchopu v jednom z měření (Sporrong H., 1996).

2. F2 - abdukce s 3 kg činkami

- *Bilaterální abdukce s 3 kg činkou v každé ruce*
- *Abdukce LHK s 3 kg činkou*

- *Abdukce PHK s 3 kg činkou*

Během jednostranné abdukce je v HK, která nepracuje, držena dřevěná násada.

V každé fázi provedli probandi pět opakování pohybu, pětkrát v každé variantě a celkem třicet vzpažení a připažení. Během měření se probandi snažili udržet stálou frekvenci pohybu, která jim byla udávána metronomem vždy v průběhu prvních tří opakování bilaterální abdukce HKK. Frekvence pohybu odpovídala 40 úderům metronomu za minutu, tj. 2/3 Hz.

Mezi každou sadou pohybů a každou fází byla vždy minimálně 5 s přestávka, kdy měl proband zůstat stát. Tento interval sloužil ke kalibraci senzorů.

Inerciální senzory byly umístěny na obou pažích pod úponem *m.deltoideus*, tak aby se nacházely v blízkosti těžiště končetiny (Kutílek et al., 2017; Pérez et al. 2010). Další senzory byly umístěny na *os sacrum* a na hrudní páteři nad *processus spinosus* Th6. IMU byly připevněny na kůži pomocí Kinesio tejpů a to tak, aby jejich osa *x* směřovala v počáteční pozici (klidném stoji) kraniálně.

3.2 SLEDOVANÉ PARAMETRY

K vyhodnocení pohybu je využít záznam úhlové rychlosti a lineárního zrychlení. Gyroskop i akcelerometr snímá data o vzorkovací frekvenci je 100 Hz. Magnetometry nacházejí své uplatnění ve složitějších systémech kinematické analýzy při záznamu dráhy pohybu objektu, a proto v této práci nejsou využívány (Chéze, 2014).

Dalším parametrem využitým k hodnocení pohybu probandů byl ryv, který udává míru změny zrychlení v čase a proto je možné jej využít pro kvantifikaci plynulosti pohybu. (Hogan, 1984)

Ryv byl podroben Fourierově transformaci, která umožňuje identifikovat relativní amplitudu frekvencí přítomných v signálu. Dále byl ze záznamu úhlové rychlosti integrací vypočítán rozsah rotace senzoru kolem příslušné osy.

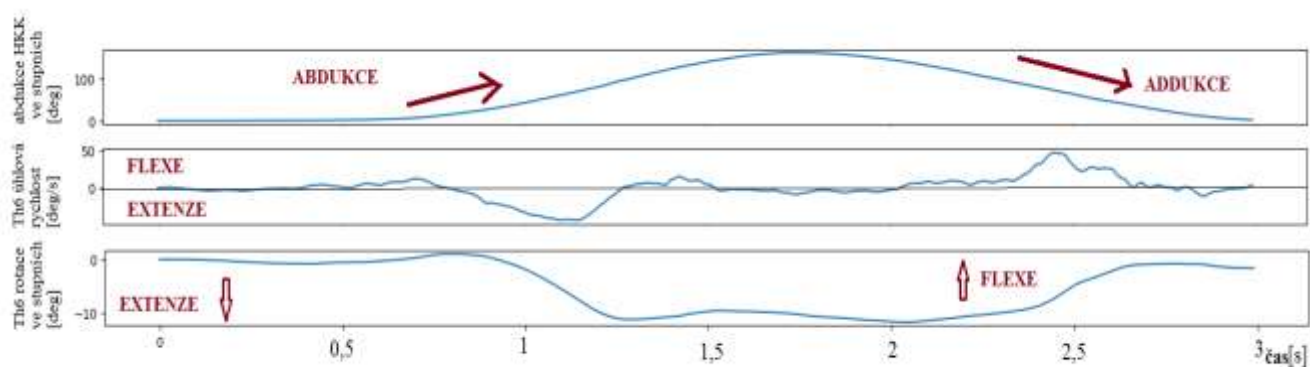
Ke zpracování dat získaných pomocí senzorů byly s laskavým svolením využity programy Mgr. et Mgr. Kláry Mišinové napsané v programovacím jazyce Phyton. Záznam úhlové rychlosti a úhlu rotace a Fourierova transformace byly programem zaneseny do grafů.

3.3 VÝSLEDKY

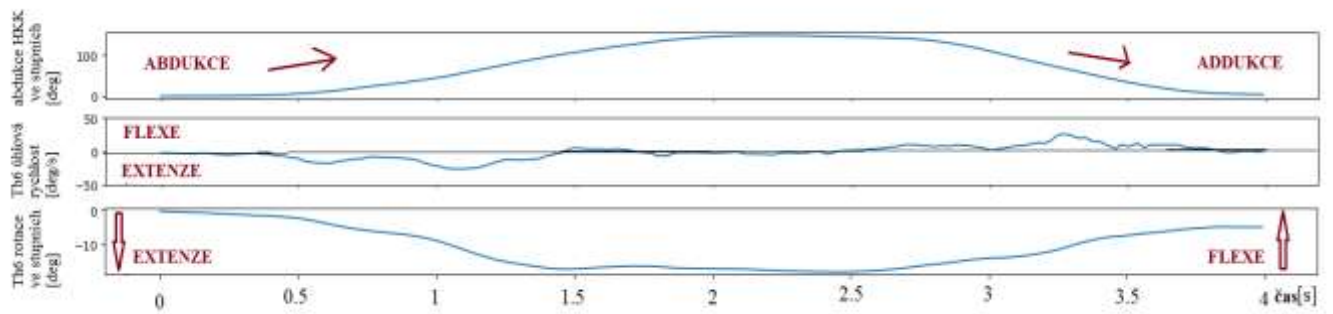
Úhlová rychlost a úhel rotace jsou zachyceny buďto pro rovinu flexe a extenze, nebo pro rotaci jednotlivých segmentů. Úhel rotace je pouze orientačním údajem. Jeho hodnoty jsou získávány integrací úhlové rychlosti. Přesnost tohoto procesu je omezená, nicméně poskytují přibližnou představu o směru a rozsahu pohybu.

3.3.1 Bilaterální abdukce

Při oboustranném pohybu horních končetin je u obou probandů patrná extenze hrudní páteře, která koreluje s počátkem abdukce. U obou probandů dochází k extenzi hrudní páteře v průběhu abdukce HKK (na grafu směrem dolů). Při addukci se naopak páteř flektuje. Tento pohyb je dobře patrný v zátěži. Bez zátěže se u probanda 1 objevuje nekonstantně. (**Grafy 1,2**)



Graf 1: Proband 1 – bilaterální abdukce s 3 kg závažím, flexe a extenze hrudní páteře

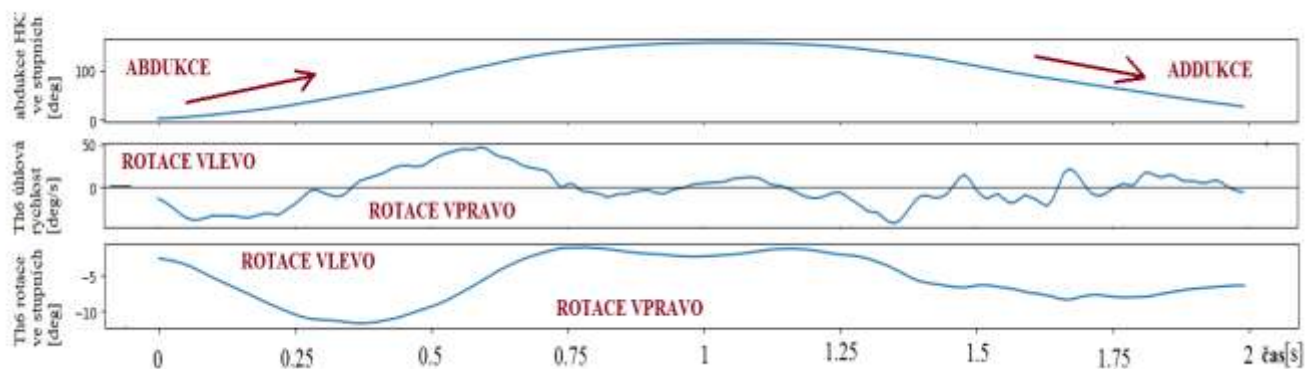


Graf 2: Proband 2 – bilaterální abdukce s 3 kg závažím, flexe a extenze hrudní

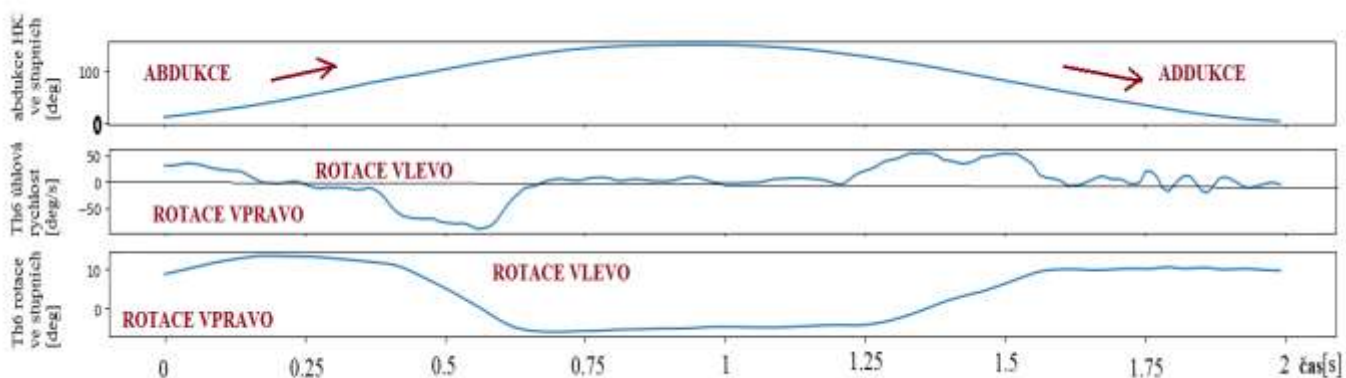
páteře

3.3.2 Abdukce jedné HK

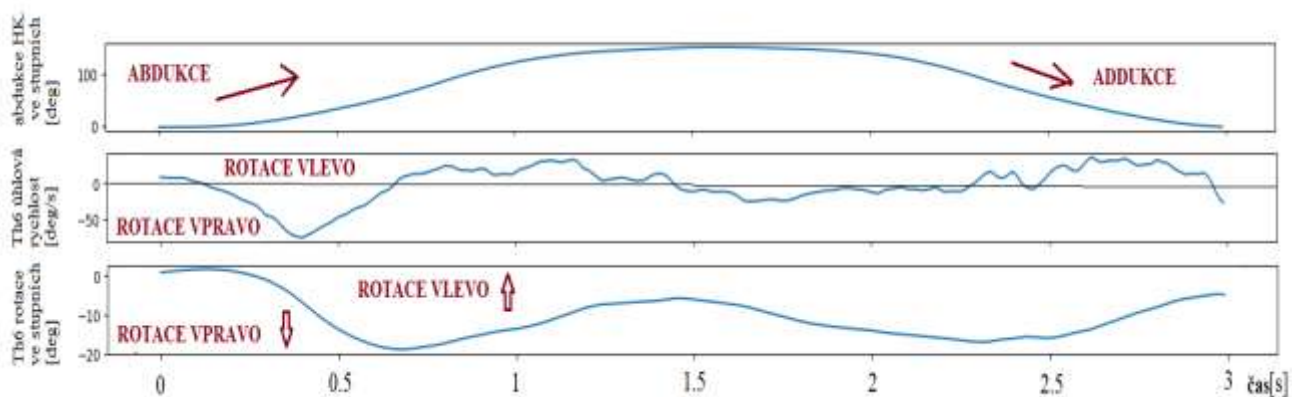
Jednostranná abdukce HK se vyznačuje působením vertikální torzní síly. Při jednostranné abdukci PHK je u obou probandů pozorovatelná jak při abdukci, tak při addukci rotace trupu. Na počátku pohybu hrudní páteř rotuje doprava (na grafu směrem dolů) a při překonání horizontály dochází k rotaci doleva (směrem nahoru). Při abdukci LHK je vzorec pohybu přesně opačný. (**grafy 3, 4, 5, 6**)



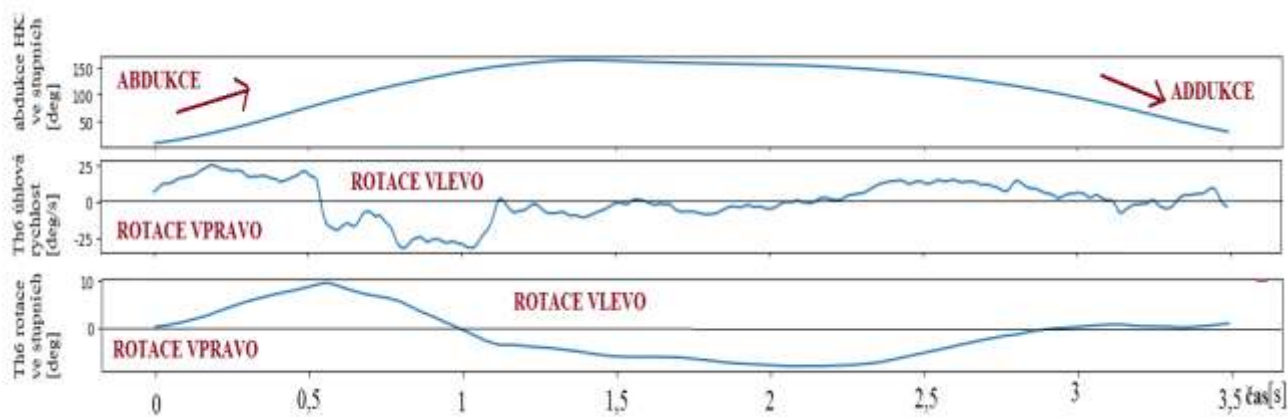
Graf 3: Proband 1 – abdukce PHK, rotace hrudní páteře



Graf 4: Proband 1 – abdukce LHK, rotace hrudní páteře



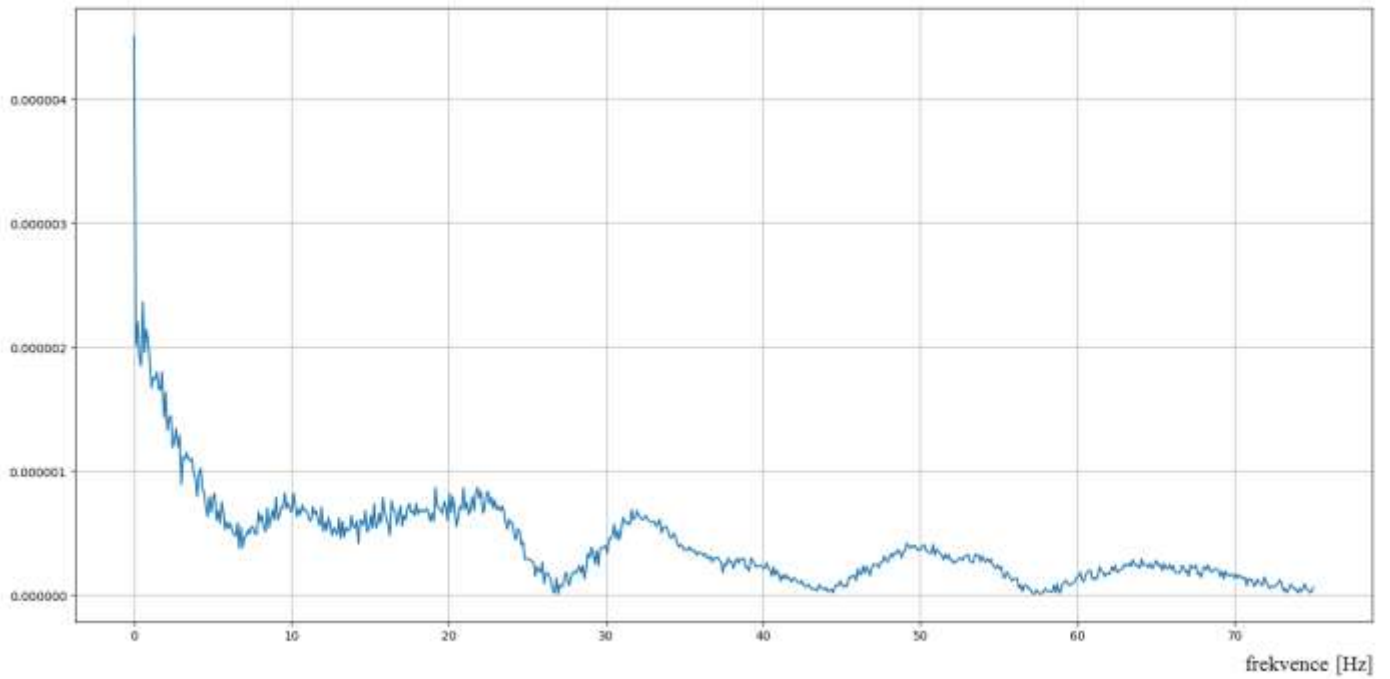
Graf 5: Proband 2 – abdukce PHK, rotace hrudní páteře



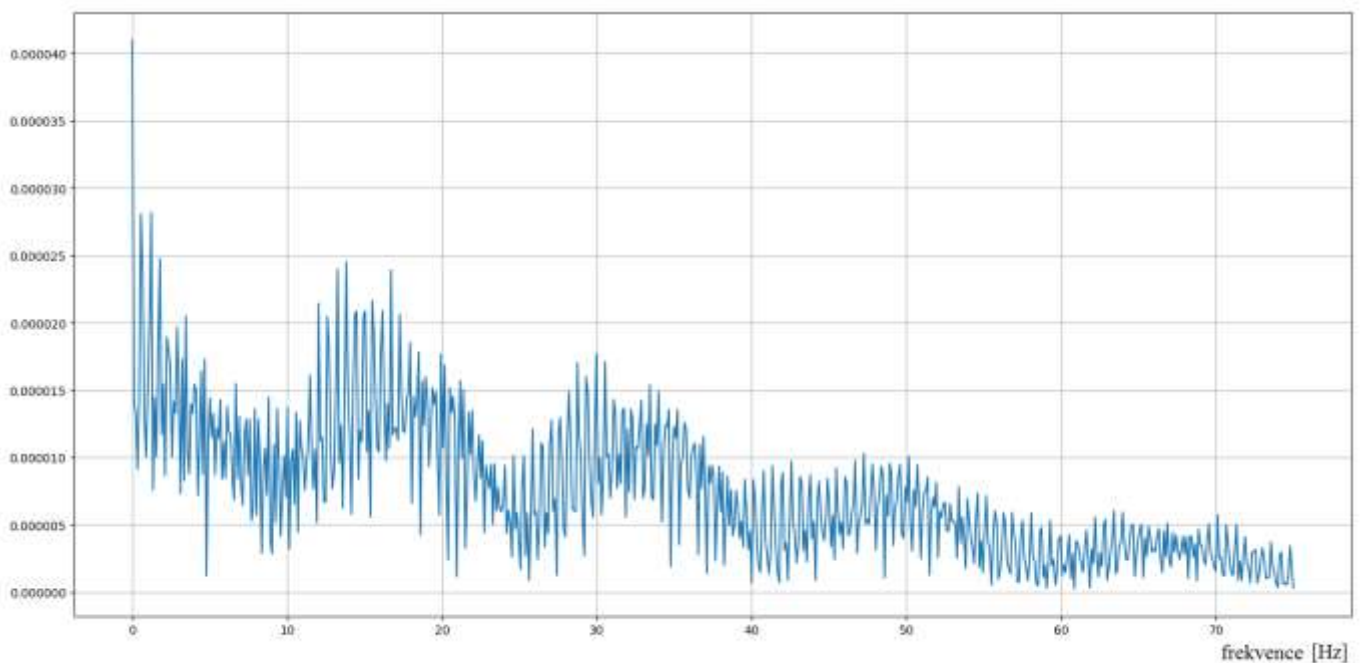
Graf 6: Proband 2 – abdukce LHK, rotace hrudní páteře

3.3.3 Fourierova transformace ryvu

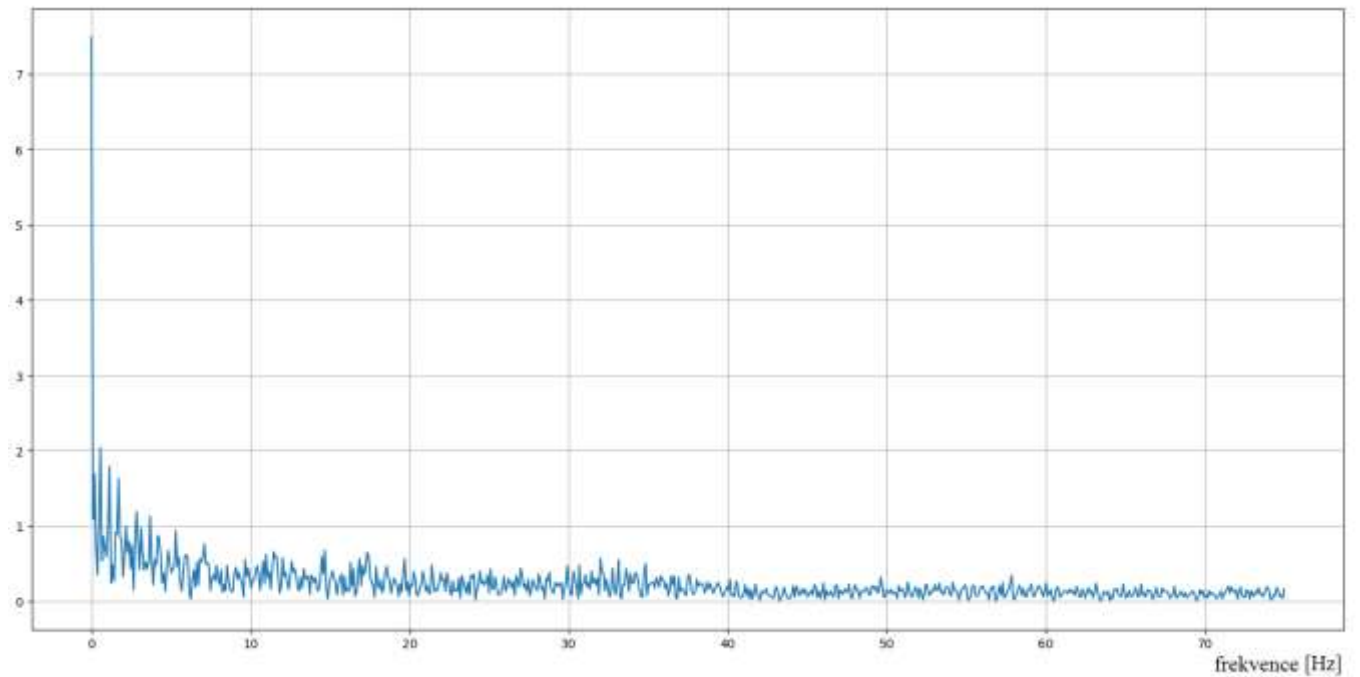
Analýza signálu ukazuje u probanda 2 při abdukci LHK s 3 kg závažím, že v průběh ryvu *os sacrum* a hrudní páteře je možno identifikovat několik různých frekvencí (**Graf 7, 8**). Při abdukci LHK bez zátěže u tohoto probanda nejsou tyto frekvence zřetelné. (**Graf 8, 9**)



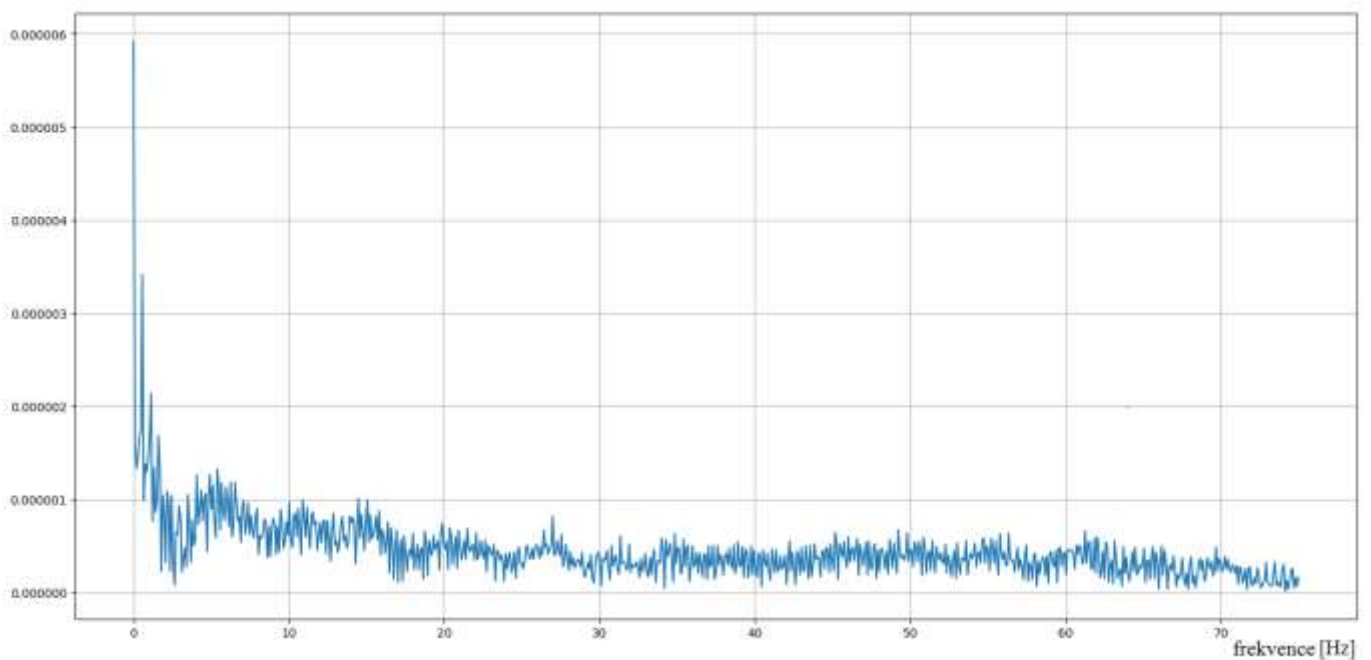
Graf 7: Proband 1 – Fourierova transformace ryvu *os sacrum* při abdukci LHK s 3 kg závažím



Graf 8: Proband 1 – Fourierova transformace ryvu hrudní páteře při abdukci LHK s 3 kg závažím

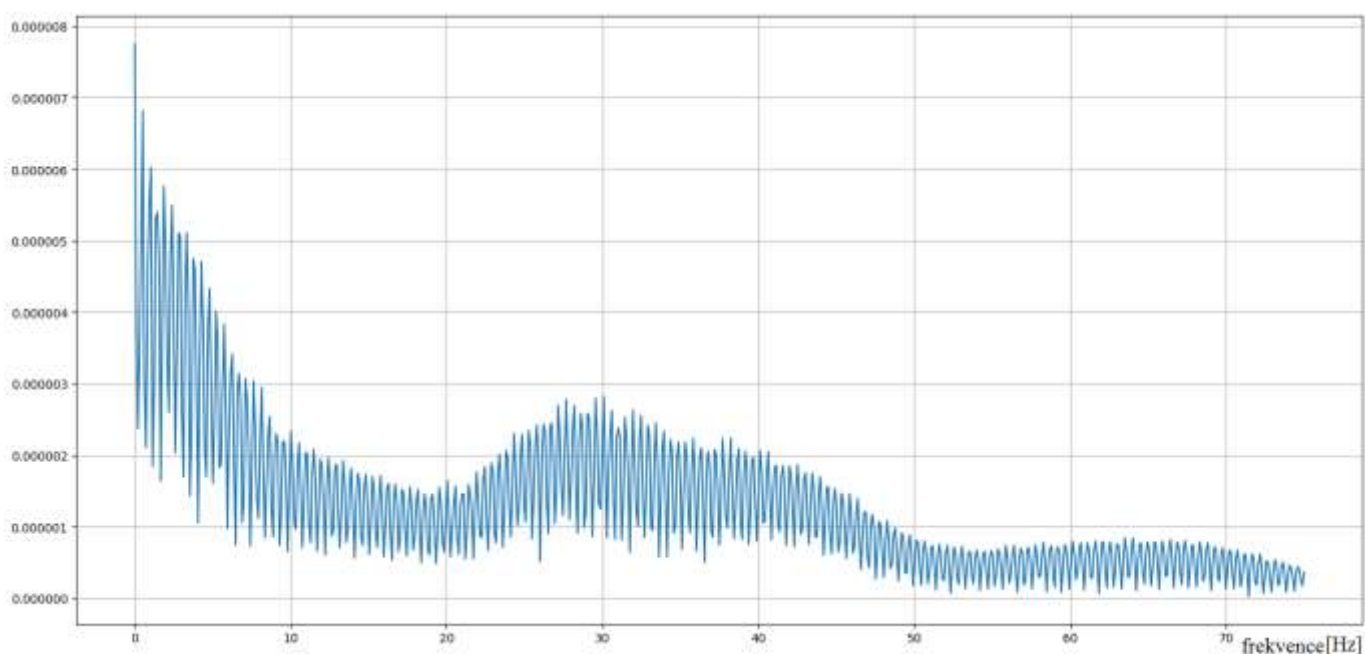


Graf 9: Proband 1 - Fourierova transformace ryvu *os sacrum* při abdukci LHK bez zátěže

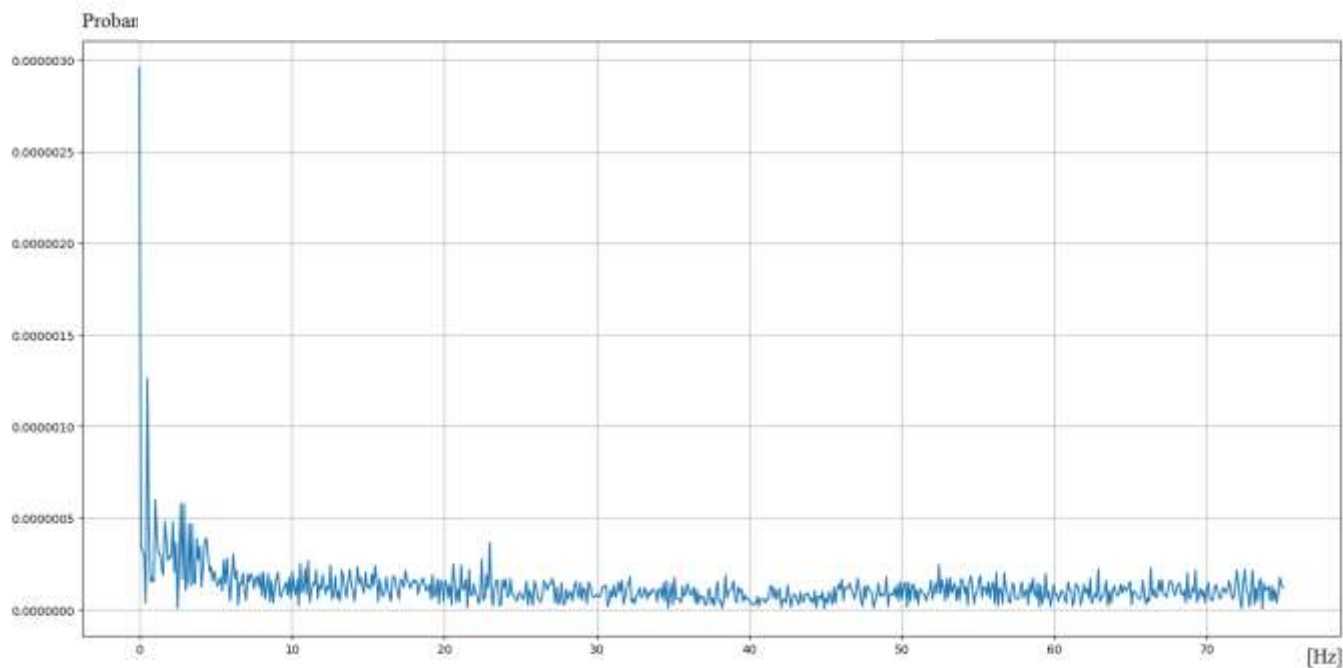


Graf 10: Proband 1 - Fourierova transformace ryvu hrudní páteře při abdukci LHK bez zátěže

Fourierova transformace ryvu *os sacrum* a hrudníku ukazuje zcela jiný průběh u probanda 2, kde je možné v signálu ryvu identifikovat řadu různých frekvencí jen v případě záznamu senzoru na *os sacrum* bez zátěže (**Graf 11**). V ostatních případech Fourierova transformace neukazuje jednoznačně přítomnost některé frekvence (**Grafy 12, 13, 14**).

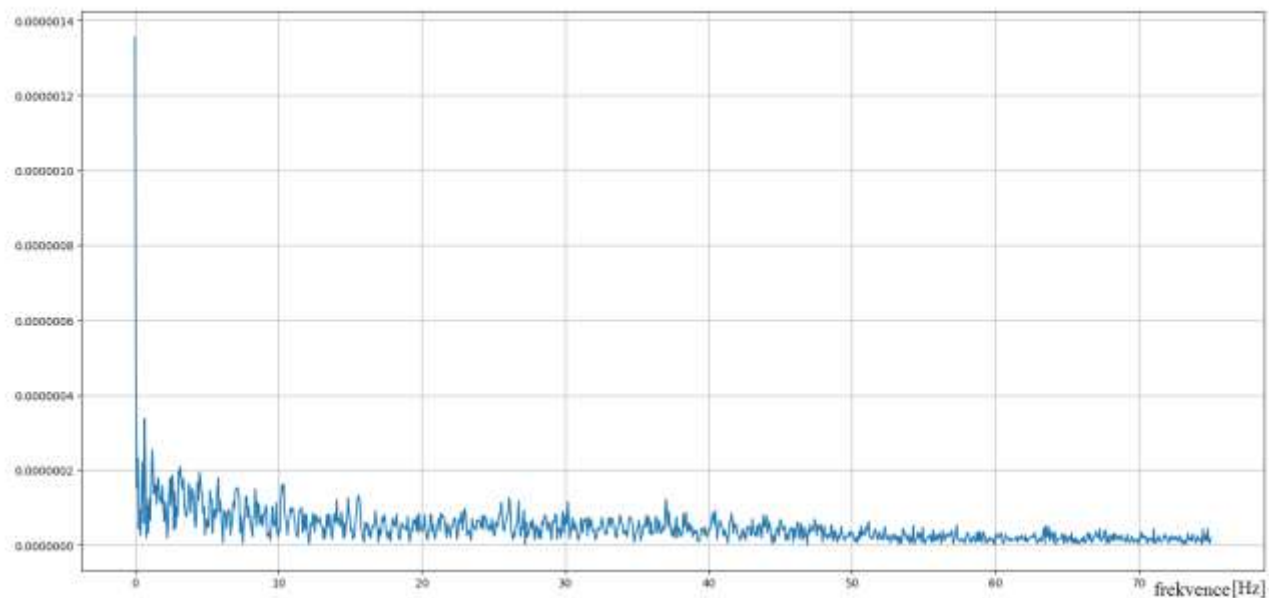


Graf 11: Proband 2 – Fourierova transformace ryvu *os sacrum* při abdukci LHK bez zátěže



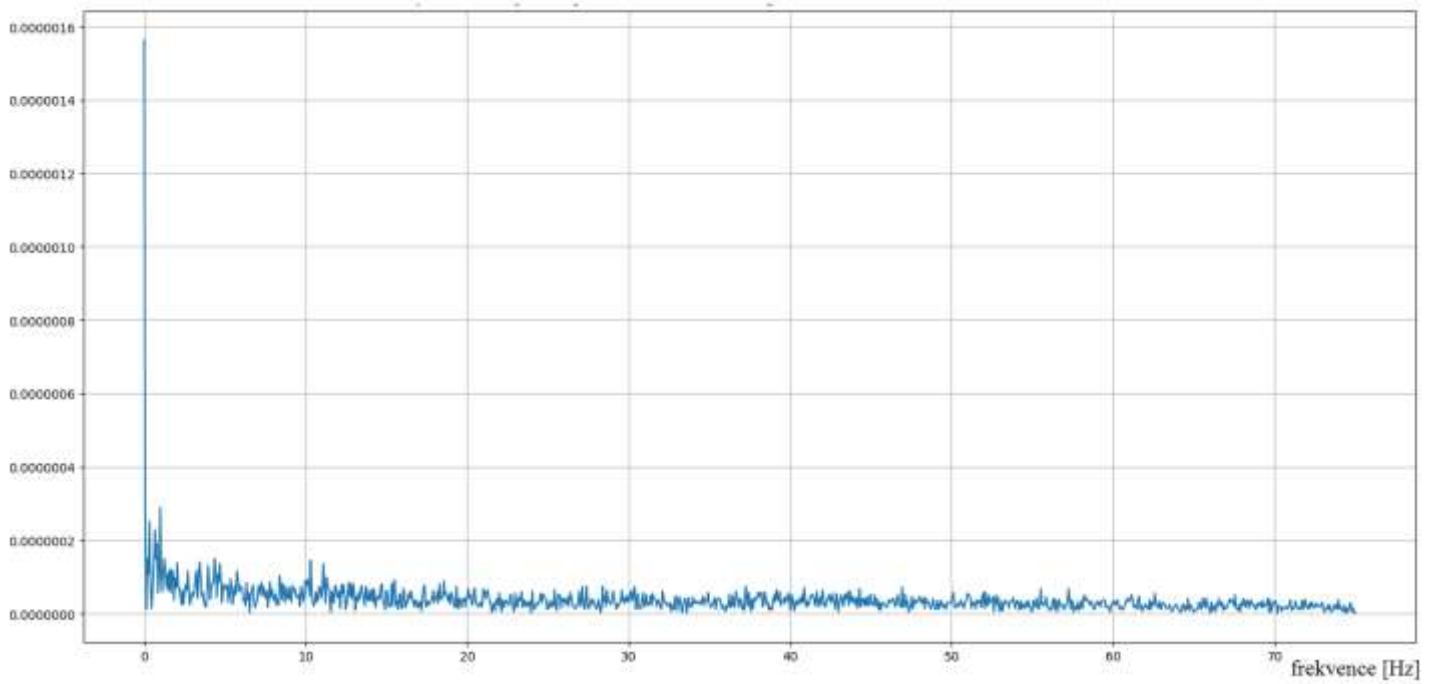
Graf 12: Proband 2 – Fourierova transformace ryvu hrudní páteře při abdukci LHK

bez zátěže



Graf 13: Proband 2 – Fourierova transformace ryvu *os sacrum* při abdukci LHK s 3

kg závažím



Graf 14: Proband 2 – Fourierova transformace ryvu hrudní páteře při abdukci LHK

s 3 kg závažím

4 DISKUZE

Výsledky měření v experimentální části této práce odpovídají poznatkům předchozích studií. Při oboustranné abdukci horních končetin je pozorována extenze hrudní páteře, která probíhá společně s abdukci horních končetin (Latash & Anson, 1995, Hodges et al., 1999). A při jednostranné abdukci je pozorována rotace hrudní páteře nejdříve směrem k pohybující se horní končetině a následně od ní (Bleuse et al., 2002; Morris et al., 2012).

Předchozí studie se zabývají pohybem maximální rychlostí, ale pouze nejvýše do 90° flexe nebo abdukce. Měření v této práci je probíhá stálou rychlostí, kterou pomáhá udržet metronom. Navíc nejsou jednotlivé pohyby oddělené, ale probíhají v sérii. Tyto podmínky činí celou situaci pro řízení postury dobře předvídatelnou. Abdukce horních končetin v této práci nekončí na úrovni 90°, ale pokračuje do horizontály.

Při oboustranném pohybu horních končetin je patrná také flexe hrudní páteře, ke které dochází vždy při addukci horních končetin.

Využitím Fourierovy transformace je možné znázornit jednotlivé frekvenční složky. U probanda 1 jsou tyto frekvenční složky ryvu patrné při pohybu se zátěží, zatímco při pohybu bez zátěže není ryv definovatelný jednotlivými frekvencemi. U probanda 2 je tomu naopak. Signál ryvu obsahuje dílčí frekvence při pohybu bez zátěže a pouze v případě segmentu *os sacrum*. Frekvenční analýza by mohla být paramentem využitelným k hodnocení kvality ryvu a mohla se uplatnit v dalším výzkumu. Žádné studie, které by se zabývaly frekvenční analýzou ryvu osového orgánu nebyly při zpracování této práce nalezeny.

Jako u každého senzoru umístěného na povrch těla probanda je otázkou, nakolik byl signál senzoru znečištěn šumem. Šum v případě inerciálních senzorů bude vytvářet posun

měkkých tkání po sobě. Tento jev způsobuje nepřesnost měření, kterou je třeba určit kontrolní metodou měření. Běžně se jako kontrolní metoda v oblasti kinematické analýzy využívá fotogrammetrie (analýza vysokorychlostního záznamu pohybu), která je obecně nejpresnější metodou měření pohybu (Chéze, 2014). Zároveň je však nejnákladnější a nejsložitější co do realizace. Senzory použité v této práci neprošly kontrolním měřením a jejich nepřesnost není určena. Nicméně inerciální senzory představují v porovnání s ostatními metodami kinematické analýzy velmi efektivní způsob získávání dat. Nevyžadují náročně přístrojové vybavení, ani zvláštní prostory, jako například fotogrammetrie.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo shrnout poznatky o řízení postury osového orgánu při pohybu horních končetin. Pokusit se v rámci vypracované experimentální části zachytit některá kinematická data o pohybu páteře při abdukci horních končetin. A porovnat data získaná pomocí inerciálních senzorů s výsledky předchozích studií.

Volní pohyb horních končetin představuje pro řízení postury dobře předvídatelnou situaci. Vzhledem k tomu, že je plánována trajektorie pohybu, lze předvídat směr působení reakčních sil a změnu polohy těžiště těla. Díky tomu může proběhnout posturální anticipace. Posturální svaly se aktivují v předstihu před pohybem horních končetin. Minimalizují tak dopad působících sil na rovnováhu a zabraňují interferenci reakčních sil se zamýšlenou trajektorií pohybu. Strategie přípravy osového orgánu spočívá v pohybu o malé amplitudě v opačném směru, než v jaké působí reakční síly. Z tohoto úhlu pohledu je pro řízení postury v dynamických situacích udržovat intersegmentální pohyblivost páteře, než zvětšovat její pevnost. Nadbytečná pevnost páteře vede k ohrožení stability. Naopak ve statických situacích s velkou vnější zátěží je třeba dostatečného zpevnění, které zabrání zhroucení páteře. V populaci pacientů s LBP se popisuje snížená intersegmentální pohyblivost páteře (Hodges et al., 2016) společně se zhoršeným polohocitem a pohybecitem (Laird et al. 2014), které jsou příčinou snížené stability (Mok et al., 2011).

V rámci experimentální části práce byl hodnocen pohyb osového orgánu při abdukci horních končetin. Z výsledků měření je patrný přípravný pohyb páteře ve směru extenze při abdukci obou horních končetin. Dále rotace hrudní páteře proti směru působení vertikální torzní síly při jednostranné abdukci. Fourierovou transformací ryvu *os sacrum* a hrudní páteře byly analyzovány frekvenční složky signálu.

Referenční seznam

ABIKO, T., SHIMAMURA, R., OGAWA, D., et al. Difference in the Electromyographic Onset of the Deep and Superficial Multifidus during Shoulder Movement while Standing. *PLoS ONE*. 2015, 10 (4). Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0122303>

ALLISON, G. T., MORRIS, S.L. a LAY, B. Feedforward Responses of Transversus Abdominis Are Directionally Specific and Act Asymmetrically: Implications for Core Stability Theories. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008, 38 (5), 228-237. Doi:10.2519/jospt.2008.2703

ARUIN, A.S., LATASH, M.L. Directional specificity of Postural Muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research*. 1995, 323-332.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. Copenhagen. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989, 60. ISSN: 0001-6470

BERNSTEIN, N. A. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press, 1967.

BLEUSE, S., CASSIM, F., BLATT, J. et al. Ajustements posturaux anticipés lors de la flexion du membre supérieur : intérêt du moment de torsion. *Neurophysiologie clinique*. 2002, 32, 352-360.

BUISSET, S., M., ZATTARA. A Sequence of Postural Movements Precedes Voluntary Movement. *Neuroscience Letters*. 1981, 22, 263 - 270.

CAVANAGH, P. R. A technique for averaging center of pressure paths from a force platform. *Journal of Biomechanics*. 1978, 11, 487-491.

- CREATH, R., KIENEL, T., HORAK, F., et al.** A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*. 2005, 377, 75-80. Doi:10.1016/j.neulet.2004.11.071
- CRISCO, J. J., PANJABI, M. M., YAMAMOTO, I., et al.** Euler Stability of the Human Ligamentous Lubar Spine. Part II: Experiment. *Clinical Biomechanics*. 1992, 7 (1), 27-32.
- DARAINY, M., OSTRY, D. J.** Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research*. 2008, 190, 153-163. Doi:10.1007/s00221-008-1457-y
- DIEËN, J.H., CHOLEWICKI, J., RADEBOLD, A.** Trunk Muscle Recruitment Patterns in Patients With Low Back Pain Enhance the Stability of the Lumbar Spine. *Spine*. 2003, 28 (8), 834-841.
- DIENER, H.C., HORAK, F.B., NASHNER, L.M.** Influence of Stimulus Parameters on Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*. 1988, 59 (6).
- FRANKLIN, D.W., OSU, R., BURDET, E. et al.** Adaptation to Stable and Unstable Dynamics Achieved By Combined Impedance Control and Inverse Dynamics Model. *Journal of Neurophysiology*. 2003, 90. Doi:10.1152/jn.01112.2002
- FRIEDLI, W.G., COHEN, L., HALLET, M., STANHOPE, S.** Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1988, 51, 232-243. Doi: 10.1136/jnnp.47.6.611
- FRIEDLI, W. G., HALLETT, M., SIMON, S. R.** Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1984, 47, 611-622. Doi: 10.1136/jnnp.51.2.232

- GRIMSTONE, S. K., HODGES, P.W.** Impaired postural compensation for respiration in people with recurrent low back pain. *Experimental Brain Research*. 2003, 151, 218-224. Doi:10.1007/s00221-003-1433-5
- HODGES, P., CRESSWELL, A., THORSTENSSON, A.** Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental Brain Research*. 1999, 69-79.
- HODGES, P.W., GANDEVIA, S.C.** Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology*. 2000a, 522, 165-175.
- HODGES, P.W., GRUFINKEL, V. S., BRUMAGNE, S., et al.** Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*. 2002, 144 (3), 293-302. Doi: 10.1007/s00221-002-1040-x
- HODGES, P. W., MOSELEY, G. L., GABRIELSSON, A., et al.** Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*. 2003, 151, 262-271. Doi:10.1007/s00221-003-1457-x
- HODGES, P.W., FERREIRA, P.H., FERREIRA, M.** Lumbar Spine: Treatment of Motor Control. In Magee, D.J., Zachazewski, J.E., Quillen, W.S. and Manske, R. C. Pathology and Intervention in Musculoskeletal Rehabilitation. Second edition. Maryland Heights, Missouri : Elsevier, 2016. *Musculoskeletal rehabilitation series*. ISBN 0323310729.
- HODGES, P.W., SAPSFORD, R., PENGEL, L.H.M.** Postural and Respiratory Functions of the Pelvic Floor Muscles. *Neurourology and Urodynamics*. 2007, 26, 362-371. Doi: 10.1002/nau.20232
- HOGAN, N.** Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles. *Transactions on Automatic Control*. 1984, 29 (8), 681-690.

HOGES, P.W., GANDEVIA, S.C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*. 2000b, 89, 967-976.

HORAK, F. B., NASHNER, L. M. Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. *Journal of Neurophysiology*. 1986, 55 (6), 1396-1381.

CHÉZE, L. Kinematic analysis of human movement. Hoboken: John Wiley & Sons, Incorporated, 2014. ISBN 1848216106.

CHOLEWICKI, J., PANJABI, M. M., KHACHATRYAN, A. Stabilizing Function of Trunk Flexor-Extensor Muscles Around a Neutral Spine Posture. *Spine*. 1997, Sv. 22, 19, stránky 2207-2212.

KOLÁŘ, P., ŠULC, J., KYNČL, M., et al. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2012, 42 (4), 352-362.

KUTÍLEK, P., VOLF, P., ČERNÝ, R., HEJDA, J. The application of accelerometers to measure movements of upper limbs: Pilot study. *Acta Gymnica*. 2017, 47 (1), 24-32. Doi: 10.5507/ag.2017.003

LAIRD, R. A., GILBERT, J., KENT, P., KEATING, J. L. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2014, 15. Doi:10.1186/1471-2474-15-229

LEE, A.S., CHOLEWICKI, J., REEVES, N. P., et al. Comparison of Trunk Proprioception Between Patients With Low Back Pain and Healthy Controls. *Archive of*

Physical Medicine and Rehabilitation. 2010, 91, 1327-1331.

Doi:10.1016/j.apmr.2010.06.004

LEE, L.J., COPPIETERS, M.W., HODGES, P.W. Anticipatory postural adjustments to arm movement reveal complex control of paraspinal muscles in the thorax. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, 19, 46-54. Doi:10.1016/j.jelekin.2007.06.015

MAISSON, J., ALEXANDROV, A., FROLOV, A. Why and how are posture and movement coordinated. *Progress in Brain Research*. 2004, 143. ISSN 0079-6123

MOK, N. W., HODGES, P. W. Movement of the lumbar spine is critical for maintenance of postural recovery following support surface perturbation. *Experimental Brain Research*. 2013, 231, 305-313.

MOK, N. W., BRAUER, S. G., HODGES, P.W. Failure to Use Movement in Postural Strategies Leads to Increased Spinal Displacement in Low Back Pain. *Spine*. 2007, 32 (19), E537-E543. Doi:10.1007/s00221-013-3692-0

MOK, N. W., BRAUER, S. G., HODGES, P. W. Postural recovery following voluntary arm movement is impaired in people. *Gait and Posture*. 2011, 34 (1), 97-102. Doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.021

MORRIS, S. L., LAY, B., ALLISON, G. T. Corset hypothesis rebutted - Transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clinical Biomechanics*. 2012, 27, 249-254. Doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.09.007

MOSELEY, G. L., HODGES, P. W. Are the Changes in Postural Control Associated With Low Back Pain Caused by Pain Interference? *Clinical Journal of Pain*. 2005, 21, 323-329.

MOSELEY, G. L., NICOLAS, M. K., HODGES, P. W. Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. *Experimental Brain Research*. 2004, 156, 64-71. Doi: 10.1007/s00221-003-1766-0

NASHNER, L. M., MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *The Behavioral and Brain Sciences*. 1985, 8, 135-172.

NITZ, A. J., PECK, D. Comparison of muscle spindle concentrations in large and small human epaxial muscles acting in parallel combinations (abstrakt). *American Surgeon*. 1986, 52.

OATIS, C. A. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Third edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017. ISBN 1451191561.

PAI, Y., PATTON, J. Center of Mass Velocity - Position Predictions for Balance Control. *Journal of Biomechanics*. 1997, 30 (4), 347-354.

PAILLARD, J. Motor and representational framing of space. *Brain and Space*. 1991, 163-182.

PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 1992, 5 (4), 383 - 389.

PÉREZ, R., COSTA, U., TORRENT, M., et al. Upper Limb Portable Motion Analysis System Based on Inertial Technology for Neurorehabilitation Purposes. *Sensors*. 2010, 10. Doi: 10.3390/s101210733

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New Jersey : *Slack Incorporated*, 1992. ISBN: 978-1556427664.

SAUNDERS, S. W., SCHACHE, A., RATH, D., HODGES, P. W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*. 2005, 20, 784-793.

SHUMWAY-COOK, A., M., WOOLLACOTT. Motor Control : translating research into clinical practice. 4. vydání. Philadelphia : *Wolters Kluwer*, 2017. ISBN: 978-1-60831-018-0.

SCHMIDT, R., LEE, T. Motor Learning and Performance. Leeds : *Human Kinetics*, 2014. ISBN-10: 1-4504-4361-3.

SCHOLZ, J.P., SCHÖNER, G., HSU, N.L. Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Experimental Brain Research*. 2007, 180, 163-179. Doi: 10.1007/s00221-006-0848-1

SPORRONG H., PALMERUD G., HERBERTS P. Hand grip increases shoulder muscle activity: An EMG analysis with static handcontractions in 9 subjects. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1996.

TROUSSELARD, M., CIAN, C., NOUGIER, V., et al., Contribution of somesthetic cues to the perception of body orientation and subjective visual vertical. *Perception & Psychophysics*. 2003, 65, 1179-1187.

WILKE, H.J., WOLF, S., CLAES, L.E. et al. Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups. *Spine*. 1995, 20 (2), 192-198.

ZAZULAK, B.T., HEWETT, T.E., REEVES, N.P., et al. Deficits In Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk: A Prospective Biomechanical-

Epidemiologic Study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007, 35. Doi:
10.1177/0363546507301585

ZEDKA, M., KOLÁŘ, P. Vyšetření pomocí funkčních laboratorních metod. In.
Rehabilitace v klinické praxi. Kolář P. et al. Praha : Galén, 2012, 197-214. ISBN 978-80-
7262-657-1

SEZNAM GRAFŮ A TABULEK

GRAFY

Graf 1: Proband 1 – Oboustranná abdukce s 3 kg závažím, flexe a extenze hrudní páteře.....	39
Graf 2: Proband 2 - Oboustranná abdukce s 3 kg závažím, flexe a extenze hrudní páteře.....	40
Graf 3: Proband 1 – Abdukce PHK, rotace hrudní páteře.....	41
Graf 4: Proband 1 – Abdukce LHK, rotace hrudní páteře.....	41
Graf 5: Proband 2- Abdukce PHK, rotace hrudní páteře.....	42
Graf 6: Proband 2- Abdukce LHK, rotace hrudní páteře.....	42
Graf 7: Proband 1 – Fourierova transformace ryvu <i>os sacrum</i> v průběhu abdukce LHK s 3 kg závažím.....	43
Graf 8: Proband 1– Fourierova transformace ryvu hrudní páteře v průběhu abdukce LHK s 3 kg závažím.....	43
Graf 9: Proband 1– Fourierova transformace ryvu <i>os sacrum</i> v průběhu abdukce LHK bez zátěže.....	44
Graf 10: Proband 1– Fourierova transformace ryvu hrudní páteře v průběhu abdukce LHK bez zátěže.....	44
Graf 11: Proband 2– Fourierova transformace ryvu <i>os sacrum</i> v průběhu abdukce LHK bez zátěže.....	45
Graf 12: Proband 2– Fourierova transformace ryvu hrudní páteře v průběhu abdukce LHK bez zátěže.....	46

Graf 13: Proband 2– Fourierova transformace ryvu *os sacrum* v průběhu abdukce LHK s 3 kg závažím.....46

Graf 14: Proband 2– Fourierova transformace ryvu hrudní páteře v průběhu abdukce LHK s 3 kg závažím.....47

TABULKY

Tabulka 1: Antropometrické údaje probandů.....35

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas.....62

Příloha č. 2: Protokol měření.....63

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Vážená paní/ vážený pane

Tímto Vás žádám o souhlas s měřením pohybu pomocí inerciálních senzorů a s publikováním od Vás získaných dat v rámci mé bakalářské práce nazvané *Posturální strategie osového orgánu při fázickém pohybu horních končetin* zpracované na 2. lékařské fakultě v rámci studijního programu fyzioterapie a vedené Mgr. et Mgr. Klárou Mišinovou. Pro účely práce je třeba získat anamnestické údaje a podstoupit měření, jehož metodika Vám bude přesně popsána a budou Vám zodpovězeny všechny Vaše případné dotazy o jeho postupu. Všechna získaná data jsou anonymizována. Ve všech veřejně přístupných výstupech práce budou data anonymně citována bez jakékoli vazby na Vaši osobu. Informace budou shromažďovány a zpracovány výhradně v souvislosti s bakalářskou prací a jsou považovány za přísně důvěrné. Zajištění ochrany Vašich osobních údajů je v souladu se zákonem.

Cílem měření je získat data o pohybu horních končetin a s tím souvisejícím pohybem pánve a hrudníku. Bude hodnocen vliv zátěže na tento pohyb a jeho kvalitativní i kvantitativní parametry jako jsou rozsah pohybu, rychlost, korelace jednotlivých událostí v čase a plynulost pohybu hodnocená parametrem ryvu.

Prosím Vás tímto o souhlas s měřením a publikací získaných dat podle výše stanovených podmínek.

Vaše účast na studii je dobrovolná a můžete ji kdykoli přerušit.

Děkuji.

Martin Bárta

Prohlášení

Souhlasím s účastí na měření pohybu pomocí inerciálních senzorů. A souhlasím s použitím získaných údajů pro účely vypracování bakalářské práce a s jejich anonymním publikováním. Jsem dostatečně informován/a a mám možnost spolupráci kdykoliv ukončit bez udání důvodů.

V..... Dne.....

Jméno.....

Podpis.....

Příloha č. 2: Protokol měření

Měření pohybu pomocí IMU

Protokol č.

Pohlaví:

Věk:

Výška:

Tělesná hmotnost:

Dominantní HK:

Somatotyp:

Anamnéza:

Vyšetření:

- Rozsah pohybu HKK
- Bolest během posledního týdne (na škále od 1 do 10, kde 1 je bez bolesti)

Time marks (značky):