

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Tereza Zadražilová

**Posouzení vlivu konstituční hypermobility na
posturální stabilitu**

Diplomová práce

Praha 2008

Autor práce: **Tereza Zdražilová**

Vedoucí práce: **Mgr. David Smékal, PhD.**

Oponent práce:

Datum obhajoby: **28.5. 2008**

Hodnocení:

Bibliografický záznam

ZADRAŽILOVÁ, Tereza. *Posouzení vlivu konstituční hypermobility na posturální stabilitu*. Praha: Karlova Univerzita, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2008. 125 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. David Smékal, Ph.D.

Anotace

Diplomová práce „Posouzení vlivu konstituční hypermobility na posturální stabilitu“ se zabývá problematikou konstituční hypermobility a vlivem kloubní instability na stabilizační mechanismy. Cílem výzkumu bylo zjistit, zda existuje rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s konstituční hypermobilitou a bez ní, a dále posoudit vliv mobilizačních technik na posturální stabilitu prostřednictvím vybraných testů vyšetřovaných na plošině Balance Master® System.

Pro výzkum bylo vybráno 14 žen v rozmezí věku 20 - 28 let, 7 žen s konstituční hypermobilitou a 7 žen jako kontrolní skupina.

Pro měření na plošině Balance Master® bylo vybráno 6 testů. Dva statické: modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Unilateral Stance (US), a čtyři dynamické: Limits of Stability (LOS), Rhythmic weight shift (RWS), Step Up Over (SUO) a Forward Lunge (FL). Porovnávali jsme mediány výstupních hodnot jednotlivých testů.

Předpokládali jsme, že probandi s KH budou mít signifikantně horší výsledky testů než skupina kontrolní. Dále jsme očekávali, že v důsledku mobilizací dojde u skupiny s KH k porušení stability na základě zrušení kompenzačních, tedy ochranných blokády, ve srovnání s KS.

Annotation

The thesis “Judging the influence of constitutional hypermobility on postural stability” focuses on the problem of constitutional hypermobility (CH) and the influence of joint instability on stability mechanisms. The aim of the research was to find out whether there is a difference in stability mechanisms with tested subjects with CH and without it. Furthermore, the research focuses on the influence of mobility techniques on postural stability by the means of chosen tests carried out on Balance Master® System platform.

The tested sample includes 14 women aged from 20 to 28, 7 women with constitutional hypermobility and 7 women as a control group.

6 tests were chosen for the measurement on Balance Master® platform. 2 static tests: modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Unilateral Stance (US), and 4 dynamic tests: Limits of Stability (LOS), Rhythmic weight shift (RWS), Step Up Over (SUO) a Forward Lunge (FL). We compared the medians of output values of individual tests.

It was assumed that subjects with KH would have significantly worse test results than the control group. Furthermore, it was supposed that the mobilization processes cause stability disturbance on the basis of cancellation of compensational , thus protective block in comparison with KS.

Klíčová slova

Konstituční hypermobilita, posturální stabilita, stabilometrie, Center of Gravity, mobilizace, propriocepce, dynamická stabilizace kloubu

Keywords

Constitutional hypermobility, postural stability, stabilometry, Center of Gravity, mobilization, proprioception, dynamic stability of joint

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracovala samostatně a použila jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Praze dne 23. dubna 2008

Tereza Zadražilová

.....

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu své diplomové práce panu
Mgr. Davidu Smékalovi za podporu a cenné rady při zpracování problematiky této práce.

Seznam použitých zkratek

COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
Comp	průměr
COP	Center of Pressure
CT	(Contact time) - kontaktní čas
DCL	(Directional control) - kontrola směru při pohybu vpřed (F), doprava (R), vzad (B), doleva (L), v průměru všech směrů (Comp)
Diff.	(Difference) - rozdíl
Distance	vzdálenost
Distance Diff.	rozdíl vzdálenosti mezi pravou a levou dolní končetinou při výpadu
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DLRC	procentuelní rozdíl rychlosti výchylek při stoji na pravé a levé dolní končetině se zavřenýma očima
DLRO	procentuelní rozdíl rychlosti výchylek při stoji na pravé a levé dolní končetině s otevřenýma očima
EPE	(Endpoint excursion) - koncové výchylky při pohybu vpřed (F), doprava (R), vzad (B), doleva (L), v průměru všech směrů (Comp)
F/B On - AV	(On Axis Velocity) - průměrná rychlost COG při pohybu v předozadním směru při nízké (Slow), střední (Mod) a velké rychlosti (Fast)
F/B DCL	(Direction control) - směrová kontrola při pohybu v předozadním směru při nízké (Slow), střední (Mod) a velké rychlosti (Fast)
FI	(Force impuls) - impuls síly
FL	Forward Lunge
Firm - EC	stoj na pevné podložce se zavřenýma očima
Firm - EO	stoj na pevné podložce s otevřenýma očima
Firm - EC	stoj na molitanové podložce se zavřenýma očima
Foam - EO	stoj na molitanové podložce s otevřenýma očima
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
Impact I.	(Impact Index) - průměr maximální síly, kterou noha dopadne na podložku

JHS	joint hypermobility syndrom
KH	konstituční hypermobilita
KS	kontrolní skupina
LDK	levá dolní končetina
L – EO	stoj na levé dolní končetině s otevřenýma očima
L – EC	stoj na levé dolní končetině se zavřenýma očima
LHK	levá horní končetina
Lift - up I.	(Lift - up Index) - průměr maximální síly, kterou noha vystoupí na stupínek
LOS	Limits of Stability
L/R DCL	(Directional control) - směrová kontrola při pohybu v laterolaterálním směru při nízké (Slow), střední (Mod) a velké rychlosti (Fast)
L/R On – AV	(On Axis Velocity) - průměrná rychlost COG při pohybu v laterolaterálním směru při nízké (Slow), střední (Mod) a velké rychlosti (Fast)
mCTSIB	Modified Clinical test of Sensory Interaction on Balance
MBD	Minimal brain dysfunction
MT	(Movement time) - čas pohybu
MVL	(Movement velocity) - rychlost pohybu při pohybu vpřed (F), doprava (R), vzad (B), doleva (L), v průměru všech směrů (Comp)
MXE	(Maximal excursion) - maximální výchylky při pohybu vpřed (F), doprava (R), vzad (B), doleva (L), v průměru všech směrů (Comp)
PDK	pravá dolní končetina
PHK	pravá horní končetina
R – EC	stoj na pravé dolní končetině se zavřenýma očima
R – EO	stoj na pravé dolní končetině s otevřenýma očima
RT	(Reaction time) - reakční čas při pohybu vpřed (F), doprava (R), vzad (B), doleva (L), v průměru všech směrů (Comp)
RWS	Rhythmic Weight Shift
SUO	Step Up Over
sway velocity	rychlost výchylek
TRP	trigger point
US	Unilateral Stance

Obsah

OBSAH	9
ÚVOD	11
1. PŘEHLED POZNATKŮ	12
<i>1.1 Hypermobilita a její dělení</i>	12
<i>1.1.1 Konstituční hypermobilita</i>	13
<i>1.1.1.1 Etiopatogenese</i>	13
<i>1.1.1.2 Diferenciální diagnostika</i>	18
<i>1.1.1.3 Epidemiologie</i>	21
<i>1.1.1.4 Příznaky a důsledky</i>	21
<i>1.1.1.5 Diagnostika a klasifikace</i>	26
<i>1.2 Posturální stabilita</i>	32
<i>1.2.1 Posturální motorika</i>	32
<i>1.2.2 Základní pojmy</i>	32
<i>1.2.3 Principy řízení posturální stability</i>	34
<i>1.2.3.1 Svaly podílející se na stabilizaci polohy</i>	34
<i>1.2.3.2 Mozeček</i>	36
<i>1.2.3.3 Vliv proprioceptivních, exteroceptivních a nociceptivních signálů</i>	37
<i>1.2.4 Mechanismy zajištění posturální stability</i>	40
<i>1.2.5 Možnosti vyšetření posturální stability</i>	41
<i>1.3 Funkční poruchy kloubů</i>	43
<i>1.3.1 Vznik funkčních poruch</i>	43
2 CÍLE A HYPOTÉZY	45
3 METODIKA	46
<i>3.1 Způsob výběru probandů</i>	46
<i>3.2 Charakteristika výzkumného souboru</i>	46
<i>3.3 Vyšetření probandů</i>	47
<i>3.4 Průběh měření</i>	47
<i>3.5 Charakteristika použitého snímacího zařízení</i>	48
<i>3.5.1 Balance Master System</i>	48

3.5.2 Technický popis zařízení Balance Master System	48
3.6 Provedení stabilometrického vyšetření.....	50
3.6.1 Modified Clinical test of Sensory Interaction on Balance...	50
3.6.2 Unilateral Stance.....	51
3.6.3 Limits of Stability.....	51
3.6.4 Rhythmic Weight Shift.....	53
3.6.5 Step Up Over.....	53
3.6.6 Forward Lunge	54
3.7 Mobilizační techniky.....	55
3.8 Zpracování dat získaných systémem Balance Master.....	57
4 VÝSLEDKY	58
4.1 Statistické zpracování dat stabilometrického vyšetření.....	58
4.2 Výsledky vyšetření kloubních blokády.....	66
5 KAZUISTIKY.....	68
6 DISKUSE.....	84
ZÁVĚR.....	96
SOUHRN	98
SUMMARY.....	99
POUŽITÁ LITERATURA.....	101
SEZNAM PŘÍLOH.....	106
PŘÍLOHY.....	107
SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ A TABULEK.....	124

Úvod

Pro svou diplomovou práci jsem si vybrala téma zabývající se problematikou konstituční hypermobility, kde jsem se zaměřila zejména na posouzení jejího vlivu na posturální stabilitu. Téma jsem si zvolila z důvodu častého výskytu onemocnění v populaci a současně proto, že je predisponujícím faktorem funkčních poruch, zvýšené úrazovosti a bolestivosti pohybového systému. Hypermobilita není v pravém slova smyslu chorobným stavem, ale klinickým popisem určité kvality vaziva. Ta ovlivňuje biomechanickou stabilitu myoskeletálního systému, výrazně se podílí na ochraně kloubu proti přetížení a tím nepřímo ovlivňuje rozvoj bolestivých stavů v pozdějším věku. Proto tato otázka není zanedbatelná, zvláště přihlédneme-li ke skutečnosti, že 80 až 90 % populace v produktivním věku čas od času vyhledá pomoc pro bolest v zádech a že tzv. benigní bolest hybné soustavy je nejčastějším bolestivým syndromem člověka.

Cílem teoretické části bylo shrnout poznatky o etiologických, patologicko-anatomických, neurofyziologických a kineziologických aspektech konstituční hypermobility, a dále popsat mechanismy a principy řízení posturální stability.

V praktické části jsem posuzovala vliv konstituční hypermobility na výchylky COG prostřednictvím testů vyšetřovaných na stabilometrické plošině Balance Master® System.

Předpokládala jsem, že probandí s konstituční hypermobilitou mají na základě snížené propriocepce poruchu neuromotorické kontroly a dynamické stabilizace kloubů. Snažila jsem se prokázat rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s konstituční hypermobilitou v provnání s kontrolní skupinou a dále posoudit vliv mobilizací dolních končetin a osového orgánu na stabilizační mechanismy u probandů s konstituční hypermobilitou.

1. Přehled poznatků

1.1 Hypermobilita a její dělení

Pod pojmem hypermobilita rozumíme zvětšený rozsah kloubní pohyblivosti nad běžnou normu. Kloubní rozsah je determinován stupněm pevnosti nebo naopak laxicity kloubních ligament, a právě kloubní laxicita je nezbytným předpokladem pro vznik hypermobility (Dolan, Hart, Doyle, Grahame, & Spector, 2002).

Hypermobilita v širším slova smyslu nepředstavuje jednu nosologickou jednotku, nýbrž můžeme rozeznávat několik typů: (Janda, 2001; Lewit, 2003)

A) lokální patologická hypermobilita

Může být primární nebo sekundární, tzn. je výrazem kompenzačních mechanismů při omezení rozsahu pohybu (blokady) v jiném segmentu nebo kloubu, což je nejcharakterističtější pro páteř. Dále může provázet i ortopedické stavy jako je nedávná dislokace ramenního kloubu nebo pately (Simpson, 2006).

B) hypermobilita jako příznak některých onemocnění

Můžeme ji pozorovat např. při zánikových mozečkových lézích, u periferních paréz, při poruchách aference jakékoli lokalizace a etiologie. Patří sem však i hypotonie v rámci syndromu lehké mozkové dysfunkce a to zvláště u dyskinetické a mozečkové formy nebo u Downova syndromu. Dále může být součástí některých metabolických onemocnění jako je homocystinurie nebo hyperlysinemie nebo i revmatických onemocnění, nejčastěji revmatoidní artritidy (Simpson, 2006).

C) generalizovaná patologická hypermobilita

Vyskytuje se nejčastěji u některých kongenitálních onemocnění (Marfanův syndrom, Ehlers-Danlos syndrom, osteogenesis imperfecta).

D) konstituční hypermobilita (dále jen „KH“)

Z hlediska funkčních poruch pohybové soustavy má největší význam a je nejčastější (Lewit, 2003). KH se u většiny lidí neprojevuje žádnými jinými příznaky než samotným zvýšením rozsahu pohybu v kloubu nad běžnou normu, celkovou lehkou svalovou hypotonií a nízkou svalovou silou (tzv. asymptomatická KH). Dokonce se může stát velkou výhodou a proto je žádoucí zejména u hudebníků, tanečníků a jiných sportovců. Hypermobilita je symetrická nebo téměř symetrická co do lateralizace, může však být

vyjádřena v horní nebo v dolní polovině těla. Výraznější symptomatologie na horní polovině těla je častější (Janda, 2001).

Pokud se hypermobilní klouby začnou klinicky projevovat muskuloskeletálními symptomy, je používáno označení „syndrom kloubní hypermobility“ (Joint hypermobility syndrom, dále jen „JHS“) (Graham, 2001; Hakim & Grahame, 2003).

2.1.1 Konstituční hypermobilita

2.1.1.1 Etiopatogenese

Z dosavadních výzkumů se usuzuje, že KH je forma genetického onemocnění pojivové tkáně, která je autozomálně dominantně dědičná (Malfait, Hakim, De Paepe, & Grahame, 2006). Jedná se o vrozenou insuficienci mezenchymu, kdy dochází k poruše syntézy nebo struktury kolagenu, elastinu nebo složek extracelulární matrix (Magnusson, Julsgaard, Aagaarda, Zachari, Ullman, Kobayasi, & Kjaer 2001; Grahame, 1999). Insuficience se klinicky projevuje laxitou ligament a nitrosvalového podpůrného stromatu (Hakim & Grahame, 2003; Simmonds, 2007).

Prvním vysvětlením vzniku je porucha na úrovni genů kódujících kolagen a enzymů, které kolagen modifikují. Výsledkem je potom abnormální poměr kolagenu typu III. ku typu I. (viz dále, druhy vaziva), který vede k tomu, že kolagenní vlákna jsou tenčí, křehčí, ztrácejí své uspořádání a tím jsou zranitelnější (Simmonds, 2007). Dalším vysvětlením se zdá být mutace glykoproteinu (Tenascin X), který je součástí extracelulární matrix. Jeho pokles nebo úplná absence v séru byla prokázána u všech heterozygotních členů rodin, přičemž 50 % z nich trpělo generalizovanou hypermobilitou. KH se však týkala jen žen (65 %), žádný heterozygotní muž nejevil klinické známky KH (testování dle Beighton score). Odůvodněním toho je, že u žen dochází k tzv. haploinsuficienci. To je situace, při které proteiny produkované kopií jinak normálního genu nejsou schopny plnit svou fyziologickou funkci. Převaha KH u žen, připisovaná právě tenascin X haploinsuficienci, je v souladu s epidemiologickými studiemi ukazujícími převahu KH u žen (Zweers, Hakim, Grahame, & Schalkwijk, 2004). Janda (2001) uvádí, že konstituční hypermobilita postihuje až 40 % ženské populace.

Kromě genetického předpokladu jsou zde ještě další faktory, které zvyšují incidenci KH u žen, a to zejména faktory hormonální (Mayer & Smékal, 2004):

- poměr estrogenu/progesteron – vliv na elasticitu a vyzrávání kolagenu
- exogenní látky s estrogení aktivitou
- androgeny – pevnost a diferenciací vaziva, celková kondice
- stres, poruchy cyklu, poruchy imunity – narušení osy hypothalamus - hypofýza - nadledvinky

Z toho vyplývá, že se symptomy u žen zvyrazňují zejména v době před menstruací, kdy dochází k hormonálním změnám ve smyslu změny hladiny progesteronu a estrogenu, které mají vliv na pevnost kolagenu a diferenciaci fibroblastů. Proto nejvíce traumat je v době kolem ovulace. Celkově má však kloubní laxita tendenci klesat s věkem, kdy dochází k tuhnutí kolagenu vytvářením příčných vazeb mezi vlákny (Bird, 2007; Mayer & Smékal, 2004).

Kromě hormonálních vlivů je nutno zmínit také faktory neuromotorické. Obecně platí, že ženy mají oproti mužům zhoršenou preaktivační schopnost stabilizačních svalů, stabilizační vzorce svalů jako takové, pomalejší reakční časy a jejich klouby jsou více odkázány na ligamenta a riziko úrazu tak stoupá (Mayer & Smékal, 2004).

Pro lepší pochopnutí problematiky uvádím stručný přehled druhů vaziva:

Mezenchym

Mezenchym je nejprimitivnější forma vaziva. Představuje souvislou síť rozvětvených buněk, bez fibril. Za embryonálního vývoje vzniká velmi záhy, a to ze středního zárodečného listu. Je to embryonální tkáň, ze které se vyvíjejí ostatní druhy vaziva a jiné pojivové tkáně (vazivo, chrupavka, kost). Mezenchymové buňky se v malém množství vyskytují i v dospělém věku (Čihák, 2001). Pojiva z funkčního hlediska nejsou jen mechanickou oporou těla. Zabezpečují látkovou výměnu v organismu, představují jeho energetickou rezervu a poskytují i regenerační potenciál buněk pro jiné než pojivové tkáně. Základním znakem všech pojiv je přítomnost velkého množství mezibuněčné hmoty, kterou produkují metabolicky aktivní buňky, a právě vlastnosti této hmoty určují mechanické vlastnosti jednotlivých typů pojiv (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000).

Vazivo

Vazivo je první pojivo, které se za vývoje utváří. Skládá se z vazivových buněk a mezibuněčné hmoty (Čihák, 2001; Dylevský et al., 2000):

Vazivové buňky jsou:

- fixní (vznikají ve vazivu a nemění místo svého uložení): fibroblasty, retikulární a tukové buňky a původní mezenchymové buňky.

Fibroblasty (fibrocyty) - jsou vtisknuty mezi svazky vláken. Produkují molekuly tropokolagenu, který je základem kolagenních vláken. Mají velkou regenerační kapacitu. Jsou zdrojem materiálu pro jizvu.

- bloudivé (jsou ve vazivu volně uloženy, schopny pohybu): makrofágy, žírné buňky, plasmatické buňky a krevní elementy.

Mezibuněčná hmota

se skládá z amorfní hmoty a složky vláknité, která obsahuje tři typy vláken: kolagenní, elastická a retikulární:

Kolagenní vlákna - jsou nejobjemnější strukturou všech pojivových tkání. Jsou velmi ohebná a pevná na tah, ale méně pružná. Prodlužují se jen o 8 – 10 % své délky. Jsou lehce zvlněná, zpravidla shluklá ve svazky. Základem vláken je bílkovina kolagen, jehož tvorba je geneticky determinována. U člověka jsou nejvíce prostudovány kolageny typu I-V., z nichž nejdůležitější jsou typ I- III. (Tabulka 1).

Elastická vlákna - nejsou pevná, ale mohou být protažena až na 100 – 150 % své původní délky (Dungl, 2005; Kučera, Dylevský, Kálal, Kolář, Korbelář, Noble, & Otáhal, 1997). Snižují spotřebu energie potřebnou pro zpětnou deformaci (návrat tkáně do původního stavu). Při přetažení dojde k nevratné deformaci a ztrátě pružnosti. Pružnost vláken klesá také s věkem.

Retikulární vlákna – jsou jemná, tvoří prostorové sítě všude tam, kde orgány mění svůj objem a tvar (tepny, děloha, střeva, slezina). Jsou součástí vazivového skeletu kosterních svalů (Dylevský et al., 2000).

Typ	Zastoupení	Orientace	Producent	Vlastnosti
I. typ	kůže, šlachy, kosti	svazky	fibroblast	pevnost v tahu
	kloubní poudra	paralelních vláken	osteoblast	ohebnost
	vazivová chrupavka		chondroblast	odolnost na tlak
II. Typ	kloubní a elastická	sítě jemných	chondroblast	odolnost na
	chrupavka	vláken		střídavy tlak
III. typ	hladké svaly, tepny	sítě jemných	svalová buňka	kostra buněčných
	děloha, játra, slezina,	vláken	fibroblast	orgánů
	ledviny, plíce		retikulocyt	

Tabulka 1: Typy kolagenu (Dylevský, Duga, & Mrázková, 2000)

Druhy vaziva

Druhy vaziva se liší poměrem množství buněk, mezibuněčné hmoty a fibril a převažujícími druhy fibril:

1. Mezenchym

2. Vazivo rosolovité

3. Vazivo kolagenní

a) řídké (fibrilární) – představuje základní uspořádání vazivové tkáně, obsahuje méně fibril, vyplňuje skuliny mezi jinými tkáněmi jak uvnitř orgánů, tak i mezi nimi.

b) tuhé (fibrosní) – má převahu tlustých kolagenních vláken nad buňkami, jako neuspořádané vazivo se vyskytuje např. ve škáře kůže, v uspořádané formě vytváří vazy, ligamenta, fascie, fibrózní blány apod.

4. Vazivo elastické

Neboli žluté vazivo, je velmi pevné, vytváří některé vazy např. ligamenta flava, lig. nuchae atd.

5. Vazivo retikulární

Vytváří prostorovou síť složenou z retikulárních buněk a vláken.

6. Vazivo tukové

Je vmezežené vazivo s velkou převahou tukových buněk. Ty aktivně syntetizují tuk ze sacharidů a ukládají ho v cytoplazmě. Tento proces citlivě reaguje na hormony a nervové podněty.

Funkce vaziva

Vazivová tkáň rozložená v měkkých tkáních jako samostatné útvary tvořící kloubní pouzdra a ligamenta se také podílí na motorické funkci. Je zastoupena i ve svalu, kde tvoří vazivové stroma svalu, které se dělí na tenkou vrstvu endomyzia, oddělující jednotlivé kontraktilní elementy svalu, vrstvu perimyzia, separující svalové snopečk, a silnější vrstvu epimyzia obalující povrch většího počtu snopečků. Vazivové stroma svalu přechází ve fasciální obal a dále ústí do šlašitého úponu končícího na periostu kostí nebo v jiných tkáních, např. thorakodorsální fascie. Vazivo má podobně jako sval elastické vlastnosti, ale dokáže je měnit daleko pomaleji než sval. Vazivo ve svalu je svojí pružností sekundárním zdrojem energie. Nejprve je nutno energii vazivu dodat, aby se z něj mohla opět uvolnit. Vazivo pomáhá vyhlazovat jednotlivé rázy záškubů avšak hlavní vliv na hladký průběh pohybu má asynchronní nábor motorických jednotek ve svalu (Véle, 2006).

Kvalita vaziva ovlivňuje jeho funkci a tím funkci všech struktur, které tvoří nebo je jejich součástí. Vazivo zpevňuje sval a současně vymezuje i rozsah jeho pohyblivosti. Pružnost vaziva je udržována jeho rytmickým protahováním a při imobilizaci dochází k jeho zkrácení a omezení síly svalu. Na druhou stranu při zhoršené kvalitě vaziva dochází ke ztrátě elasticity, roste laxicita a fragilita vaziva, sval se stává hypotonním se zhoršenou koordinací a kloubní pouzdra volnějšími (Véle, 2006).

Histologické práce také poukazují ve vazivu na přítomnost elementů schopných kontrakce na podráždění. Z toho vyplývá, že některá vazivová vlákna mohou mít i schopnost kontrakce na nervové impulsy (Véle, 2006).

1.1.1. 2 Diferenciální diagnostika

V kontextu kloubní hypermobility, vrozená onemocnění pojiva zahrnují kromě JHS ještě Marfanův syndrom, Ehlers - Danlos syndrom a osteogenesis imperfecta.

Marfanův syndrom

Manifestace příznaků po 10 roce života, zkrácená délka života. Autozomálně dominantní dědičnost. Příznaky: *specifický tvar těla* (nadměrný vzrůst, dlouhé a tenké kosti, arachnodaktylie), *hyperextenzibilita kloubů* (mírná až střední), luxace a subluxace (kyčle, patela, klavikula), kyfoslóza, svalová ochablost, striae, tříselné hernie, poruchy gastrointestinálního traktu, poruchy vegetativní regulace, *aneurysma aorty*, prolaps mitrální chlopně, *dislokace oční čočky* (Grahame, 1999; Žižka, 1994).

Ehlers-Danlos syndrom

Některé příznaky již po narození. Diagnostika zpravidla až v dětském věku. Příznaky: *kloubní hypermobilita*, kongenitální subluxace a luxace, malý vzrůst, genua recurvata, sklióza, *kožní hyperextenzibilita a fragilita*, *tenké kožní jizvy*, *špatné hojení*, *generalizovaná fragilita pojivové tkáně*, fragilita cév, spontánní ruptury, hernie, prolaps rekta, srdeční vady, svalová hypotonie, mentální retardace atd. (Badauy, Gomes, Santana, & Chies, 2007; Žižka, 1994).

Známo je nejméně deset typů, liší se příznaky a typem dědičnosti (autozomálně dominantní, recesivní i pohlavně vázaná). Každý typ je diagnostikován podle určitých kritérií. V nedávné době se objevil názor, že syndrom kloubní hypermobility je identický s Ehlers-Danlos syndromem III. typu - typ hypermobilní – benigní: výrazná kloubní hypermobilita, minimální kožní změny, bez muskuloskeletálních změn, autozomálně dominantní dědičnost. Usuzuje se z toho, že pro stanovení diagnózy JHS a EDS III. se používá shodných diagnostických kritérií (Hakim & Grahame, 2003; Malfait, Hakim, De Paepe, & Grahame, 2006).

Osteogenesis imperfecta

Je autozomálně dominantně dědičné onemocnění. Příznaky: *zvýšená lomivost kostí*, *mírná kloubní hypermobilita*, *malý vzrůst*, *modré zbarvení sclery*, dislokace kloubů, arthralgie, osteoporóza (Grahame, 1999; Malfait et al., 2006; Žižka, 1994).

Ačkoli tato onemocnění jsou velmi rozdílná a vznikají na různém genetickém podkladě, některé jejich příznaky se překrývají (Dolan et al., 2002; Grahame, 1999; Hakim & Grahame, 2003):

- kloubní hypermobilita (vyjádřena v různých stupních závažnosti), se vyskytuje u všech uvedených onemocnění
- tělesný vzhled (Marfanův syndrom)
- osteopenie, křehké kosti
- hyperextenzibilita kůže

Mezi další společné příznaky patří chronická muskuloskeletální bolest, únava, poranění měkkých a viscerálních tkání, kardiovaskulární patologie, kožní abnormality, a neurogenní dysfunkce (Hakim & Grahame, 2003).

Syndrom minimální mozkové dysfunkce

Hypermobilita, která se klinicky projevuje, souvisí často s neschopností utvářet kvalitní pohybové stereotypy. V literatuře se proto zdůrazňuje úzký vztah k minimální mozkové dysfunkci (dále jen „MBD“), která se může podle příznaků rozdělovat na 3 typy (Lewit, 2003):

- 1) mikrospasticita s velmi malými příznaky léze prvního motoneuronum často asymetrickými
- 2) hypotonie s asymetrickými šlachookosticovými reflexy a příznaky instability a motorického neklidu spojeného s hypermobilitou
- 3) změny cití, zejména propriocepce, projevující se zejména při zavřených očích, působící jako abnormální neobratnost.

Tyto lehké poruchy motoriky jsou podmíněny drobnými vrozenými vadami CNS a nemusí být zjevné ani postiženému, protože je akceptoval jako svou pohybovou normu. Jeho nevnímané pohybové potíže se však mohou projevit a zvýraznit při zvýšených nárocích na pohybový systém či v mezních situacích (Véle, 2006). Nejčastěji se vyskytující forma MBD je forma mozečková:

Syndrom malé mozečkové dysfunkce

Vyskytuje se asi u 15 % zdravé populace nebo v rámci jiného onemocnění např. roztroušené sklerózy. Dochází k poruše svalové koordinace, poruše funkce osového svalstva a difúzní svalové hypotonii. Klinicky se projevuje tzv. minimálními mozečkovými příznaky, např. (Ambler, 2001):

- ataxie (asynergie) je porucha koordinace volných pohybů, tedy koordinace jednotlivých svalů či svalových skupin. Pohyb není plynulý, ale rozfázovaný, dochází k abnormálnímu timingu zapojení svalů, rozsahu a síle pohybu. Jednotlivé sval. skupiny pracují nezávisle na sobě.

- hypermetrie/dysmetrie - je chybné cílení, manifestuje se např. při zkouškách taxie: prst - nos nebo pata na koleno, kdy dojde k hypermetrii – přestřelení cíle (chybí brzda, porucha souhry agonisty a antagonisty) a zároveň ke konci pohybu nastane intenční třes.

Hypermetrii lze rovněž prokázat ve zkoušce podle Stewarta - Holmese - provádí se tahem vyšetřující osoby za předloktí vyšetřované osoby, která má HK flektovanou v lokti a tahu do extenze se brání, porucha se projeví při nečekaném a prudkém uvolnění nárazem pěsti do hlavy (rebound fenomen).

- adiadochokineza - neschopnost koordinace při rychlém provádění alternujících pohybů (př. supinace/pronace), kdy dochází k rozpadu rytmu, k nedotažení i přestřelování pohybů, opožděné a dyskoordinované činnosti agonistů při zahájení pohybu. Je fyziologická v dětství.

- pasivita (mozečková hypotonie) - snižuje se svalový tonus a dochází k celkové hypotonii. Svalstvo není ochablé na pohmat, ale je snížený odpor na pasivní pohyb v daném segmentu, je zvýšený rozsah pohybu, zvýšené synkinézy HK při chůzi.

Na základě poruchy pohybové koordinace není jedinec v běžném životě schopen vytvářet kvalitní pohybové stereotypy a zdá se být neobratný a nešikovný. Přítomnost minimálních mozečkových příznaků společně se zvýšenou laxitou měkkých tkání je nepříznivým predisponujícím faktorem pro vznik vertebrogenních obtíží nebo idiopatické skoliózy a jejího potencionálního progresivního vývoje (Kolář, ústní sdělení; Lewit, 2003).

1.1.1.3 Epidemiologie

Výskyt konstituční hypermobility je závislý na věku, pohlaví a etnické příslušnosti. Laxicita kloubních struktur, a tím zvětšená kloubní pohyblivost, bývá obecně největší v dětství a s věkem ubývá. Zpravidla je 1,5 - 3x častější u žen než u mužů a jsou prokazatelné i výrazné etnické rozdíly (Dolan, Hart, Doyle, Grahame, & Spector, 2002; Hakim & Grahame, 2003). Epidemiologické studie (Graham, 1999; Hakim & Grahame, 2003) tvrdí, že celkový výskyt konstituční hypermobility je 10 - 25 %, přičemž více zatížena je Africká a Asijská populace ve srovnání s bělochy. Například v africké Nigerii byl zjištěn výskyt až u 43 % obyvatel, v Íráku u 25 % až 38 % (Simmonds, 2007). Oligoartikulární postižení je častější než polyartikulární hypermobilita (Graham, 1999, 2001).

1.1.1.4 Příznaky a důsledky

KH se u většiny lidí neprojevuje žádnými jinými příznaky než samotným zvýšením rozsahu pohybu v kloubu. Pokud se hypermobilní klouby začnou projevovat muskuloskeletálními symptomy, a to u jinak zdravých lidí (tj. bez jiného revmatického onemocnění), pak se tento stav označuje jako „syndrom kloubní hypermobility“ (JHS) viz výše (Graham, 2001; Hakim & Grahame, 2003; Malfait et al., 2006; Zweers et al., 2004). JHS byl poprvé popsán Kirkem, Ansellem a Baywatersem v roce 1967.

1) Muskuloskeletální příznaky

KH jde ruku v ruce s celou řadou muskuloskeletálních příznaků manifestujících se na páteři, vazech, svalech, šlachách a kostech, které se na první pohled výrazně neliší od příznaků revmatických onemocnění (Tabulka 2). Dále je pro KH typický zvýšený výskyt zranění nebo funkčních poruch během života. Mezi hlavní příznaky patří (Hakim & Grahame, 2003):

Bolest a únava

Bolest je jedním ze základních příznaků a může být vyjádřena v různých stupních a stádiích od lokalizované (často opakující se) akutní bolesti, vzniklé jako následek přetížení nebo poranění tkáně, až po chronickou generalizovanou bolest. Příčinou je nepochybně vrozená zvýšená fragilita pojivové tkáně a tím výraznější tendence k opakovaným mikrotraumatům, sensitizaci nociceptorů a růstu nociceptivních signálů do CNS. To bývá

spojeno s častějšími bolestmi hlavy, poruchami spánku, anxiétou, sníženou fyzickou aktivitou a celkovou únavou (Hakim & Grahame, 2003).

Klouby

Bolest může postihovat kterýkoli kloub, buď samostatně nebo generalizovaně, a to symetricky nebo asymetricky. Nejčastěji však pozorujeme bolest v nosných kloubech, tj. v hlezenním a kolenním kloubu. Hypermobilní kloub je ve srovnání se zdravým kloubem mnohem méně odolný vůči statické, ale i jakékoli fyzické zátěži. Proto se bolest objevuje až v průběhu dne (Simpson, 2006). U hypermobilních sportovců nebo u lidí vykonávající fyzicky náročného povolání lze často vidět i únavové zlomeniny nebo traumatické synovity kloubů (Hakim & Grahame, 2003).

Další symptomy jsou kloubní ztuhlost (cítit se jako 90ti letý), cvakání, lupání, praskání kloubů, subluxace, dislokace, instabilita, pocit zranitelného kloubu a mimokloubní bolest končetin (Simmonds, 2007; Simpson, 2006).

Svaly

Insuficience nitrosvalového stromatu se podílí na celkové hypotonii se sníženou viskoelasticitou (Janda, 2001). Hypotonický sval je nepružný a měkký, jeho břicho je ploché a snadno se posouvá proti spodině (Véle, 2006). Relativně nízká svalová síla vede k snadnému přetížení svalů, což se projeví vznikem spoušťových bodů a úponových bolestí typu tendomyoz nebo entesopatií. Rovněž výskyt trigger pointů je relativně častější podobně jako svalové bolesti z přetížení (Janda, 2001). Snížená svalová slabost i svalový tonus přetrvávají, i přestože jedinec pravidelně provádí sportovní aktivitu a je adekvátně zdatný (Simmonds, 2007).

Kloubní instabilita

Měkké tkáně vazivové a svalové vymezují rozsah mobility kostěných segmentů daný kloubními strukturami. Vazivová kloubní pouzdra obepínají klouby, podílejí se na kloubní vůli. Ligamenta zpevňují kloubní pouzdra a omezují tím pohybový rozsah segmentů, aby nedošlo k poškození struktury. Šlachy přenášejí sílu svalu na kostěné segmenty. Fascie obalují nejen svaly, ale tvoří i samostatné vazivové útvary. Vazivo je silně zastoupeno i v hlubokých svalových vrstvách na páteři. Elasticita vaziva umožňuje krátkodobou akumulaci energie, podobně jako pérující pružina. Stav vaziva lze hodnotit podle rozsahu a podle dopružování ke konci pohybového rozsahu (vazivová bariéra). Při ztrátě elasticity dochází k hypermobilitě a zvětšení rozsahu pasivní hybnosti spojené se

svalovou hypotonií a volnějším ligamentózním aparátem. Kloubní pouzdra jsou volnější a kloubní vůle je zvýšena. Vzniká tendence k nárazovému přetížení svalových úponů (entezopatie) (Tabulka 2). Při náhlých změnách polohy dochází snadno k mikrotraumatizaci, protože nedostatek napětí ve svalu má za následek zhoršenou účinnost míšních serveromechanismů tlumících za normálních podmínek pohyb automaticky před dosažením hranice pohybové možnosti (Véle, 2006).

Porucha propiocepce

KH je úzce spojována s poruchou propiocepce, tedy vnímáním tělesného a dynamického pohybového schématu. Pacienti s KH prokazují deficit v propioceptivním feedbacku, což podle mnoha autorů může urychlit degenerativní proces v hypermobilních kloubech (Hakim & Graham, 2003; Véle, 2006). Studie ukazují, že v důsledku zvýšené laxicity ligamentózního aparátu se zhoršuje schopnost vnímat krajní polohu v kloubu. Výzkumy prováděné na kolenním kloubu dokazují, že propioceptivní sensitivita je nejnižší během prvních 5 stupňů flexe z plné extenze. Na rozdíl od zdravých jedinců, kteří krajní polohu v kloubu vnímají mnohem intenzivněji než polohu v semiflexi, u hypermobilních kloubů nebyl prokázán signifikantní rozdíl v sensitivním prahu v kterékoli poloze kloubu. Tato skutečnost naznačuje, že chybí detektor registrující krajní polohu v kloubu a tím dochází ke zvýšenému riziku poruch měkkých tkání (Hall, Ferell, Sturrock, Hamblen, & Baxendale, 1995).

Laxicita a fragilita pojivových tkání spojená se sníženým propioceptivním vnímáním a změněnými neuromuskulárními reflexy jsou u pacientů s KH predisponujícími faktory k poškození nebo poranění tkáně (Simmonds, 2007).

Porucha propiocepce má velmi úzký vztah s poruchou neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kloubu a její zpětné kontroly. Neuromotorická kontrola má zásadní význam v řízení postupné aktivace zúčastněných svalů v žádoucím vzorci co do koordinace, časování a co do vývoje momentů sil v čase a prostoru. Dochází ke zpomalení reakčních časů a narušení proaktivních mechanismů ve smyslu zhoršené signalizace přetížení kloubu a tím zvýšené zranitelnosti kloubu (Mayer & Smékal, 2004).

U hypermobilních kloubů můžeme tedy vycházet z toho, že na základě anatomické anomálie ve smyslu zhoršené kvality vaziva a tím zhoršené funkční schopnosti všech struktur, které vazivo tvoří, dochází k poruše propiocepce, neuromotorické kontroly a tím i funkční stabilizaci kloubů. Kvalitní pohyb v centrovaném postavení je nahrazován

nekvalitními pohybovými stereotypy, které se fixují a adaptují na biomechanicky nesprávnou pozici v kloubu, která může vést k mikrotraumatu (Tabulka 2). Dochází k přetížení svalů z neekonomického zapojení, které již samy o sobě mají sníženou svalovou sílu danou zhoršenou kvalitou tkání, a tím i jejich narůstající únavě. Často nacházíme trigger pointy, ale také drobné blokády, kterými si hypermobilní klouby snaží kompenzovat svou instabilitu.

Osteoartróza

Existuje nepřímý důkaz, že KH je rizikovým faktorem pro vznik předčasné osteoartrózy. Předpokládanými mechanismy vzniku jsou: mechanické přetížení instabilních kloubů majících tendenci k subluxaci a dislokaci, nebo chyba genu kódujícího kolagen, nebo spřažení genů pro osteoartrózu dohromady s abnormalitami a vadami kolagenu. Nejčastěji poruchy, zmiňované v souvislosti s KH, jsou zejména osteoartróza kloubů ruky, chondromalacia patellae a temporomandibulární dysfunkce (Tabulka 2) (Dolan et al., 2002).

2) Ostatní příznaky

Ačkoli diagnostika KH se opírá o vyšetření kloubních abnormalit, KH také ovlivňuje tkáň srdce, hladkou svalovinu gastrointestinálního traktu, gynekologickourologický systém, periferní nervový systém, kůži, oči atd. (Gazit, Nahir, Grahame, & Jacob, 2003; Russek, 2000).

Extraartikulární manifestace KH mohou tedy zahrnovat zvýšenou laxicitu a fragilitu kůže s tvorbou strií a s tenkým a slabým jizvením, pokleslá oční víčka (ptóza), myopie, autonomní dysregulace (viz dále), křečové žíly, sklony k vyšší tvorbě hematomů, urogenitální a děložní prolaps, hernie, neuropatie, anxieta, deprese a panické stavy (Simmonds, 2007).

Konstituční hypermobilita může ovlivnit i motorický vývoj dítěte. Někteří autoři tvrdí, že opožděný motorický vývoj v raném dětství se u většiny dětí vyrovná do dvou let věku, zatímco u hypermobilních dětí motorický deficit přetrvává. Za nejcharakterističtější věk rozpoznání a manifestace příznaku KH je pokládán věk mezi třemi až šesti lety, kdy nedochází k výraznému růstu, ale ke změně fyzické aktivity současně se změnou tělesné morfologie jako je zvýšení svalové síly, zlepšení rovnováhy a ligamentózního aparátu. A právě kloubní hypermobilita může vést k objevení příznaků jako je zvýšená úrazovost,

bolest, únava a zejména pohybová neobratnost limitující sportovní aktivitu dítěte (Engelbert, Kooijmans, Van Riet, Feitsma, Uiterwall, & Helders, 2005).

Autonomní nervový systém

Klinické studie (Gazit et al., 2003; Hakim & Grahame, 2004) zjistili možnou korelaci mezi JHS a dysfunkcí autonomního nervového systému. Mezi nejčastější symptomy patřily pocity tísně a slabosti, pocity sevřeného hrudníku nebo krátkého dechu, intolerance tepla, palpitace, závratě, kolapsové stavy až synkopy a to při vyloučení kardiologického či respiračního onemocnění. U více jak 70 % vyšetřovaných pacientů byly zjištěny časté ortostatické hypotenze nebo posturální ortostatické tachykardie vysvětlované zvýšenou sensitivitou α i β adrenoreceptorů. Tato sympatická dysregulace spojená s autonomní dysfunkcí má několik vysvětlení. Za možný patofyziologický mechanismus se pokládá jak periferní neuropatie, tak snížení vaskulárního tonu na dolních končetinách a tím zvýšená stagnace krve nebo snížení centrální sympatické kontroly. Snížení žilního tonu je přímo spojeno s nedostatečnou kvalitou pojivové tkáně, která žíly tvoří a tím i sníženou funkcí žil jako krevní pumpy.

3) Motorické chování

Již při pouhé aspekci ve statických polohách jako je sed a stoj můžeme u jedinců s JHS pozorovat specifické projevy chování. Souvisí to s tím, že špatně snášejí statickou zátěž, proto se snaží často měnit polohy a tím zmírnit pocit diskomfortu, popř. bolesti. Mezi typické projevy patří: vrtění se na židli, zaujímání krajních poloh v kloubech (propletení nohou, sezení v rotaci nebo zkroucení na židli, výrazné hrbení s dorsálním klopením pánve, ve stoji pozorujeme plochou nohu, hyperextenzi v kolenních a kyčelních kloubech). Tyto pozice a polohy jsou zřejmě zaujímaný s cílem najít určitou stabilní polohu vzhledem k napínání ligament. Při kývavých pohybech ve stoji pozorujeme na bederní páteři zvýrazněnou a posunutou kompensatorní křivku kraniálně. Při stoji na jedné DK často pozorujeme pokles pánve na opačné straně (pozitivní Trendelenburg) (Simmonds, 2007).

Neuromuskuloskeletální příznaky a sekundární důsledky JHS	
Akutní nebo traumatické	Chronické nebo netraumatické
Kloubní výrony - nejč. hlezenní kloub	Poranění měkkých tkání:
Natržení menisku	- tendinitidy
Akutní dislokace nebo subluxace:	- epikondylitidy
- ramenního kloubu	- syndrom rotátorové manžety
- pately	- synovitidy
- metakarpofalangeálního kloubu	- juvenilní episodické synovitidy
- temporomandibulárního kloubu	- bursitidy
Traumatické artritidy	Chondromalacia patellae
Sklony k modřinám	Bolesti zad
Zlomeniny	Skolioza
Ruptury vazů a šlach	Fibromyalgie
Spondylolýzy	Temporomandibulární dysfunkce
Spondylolistézy	Útlakové syndromy:
	- syndrom karpálního tunelu
	- syndrom tarsálního tunelu
	- akroparestezie
	- syndrom horní hrudní apertury
	Reynaud syndrom
	Pes planus, genua valga
	Nespecifická bolest afektovaných kloubů
	Osteoartritida
	Opožděný motorický vývoj
	Vrozené vykloubení kyčlí

Tabulka 2. Neuromuskuloskeletální příznaky a sekundární důsledky JHS (Simpson, 2006)

1.1.1.5 Diagnostika a klasifikace

Syndrom kloubní hypermobility byl poprvé definován Kirkem (1967), který upozornil na přítomnost určitých muskuloskeletálních příznaků u pacientů s abnormální kloubní laxicitou (Kirk, Ansell, & Bywaters, 1967). Kritéria pro hodnocení hypermobility byla vytvořena Cartrem a Wilkinsonem a později modifikována Beightonem (1973).

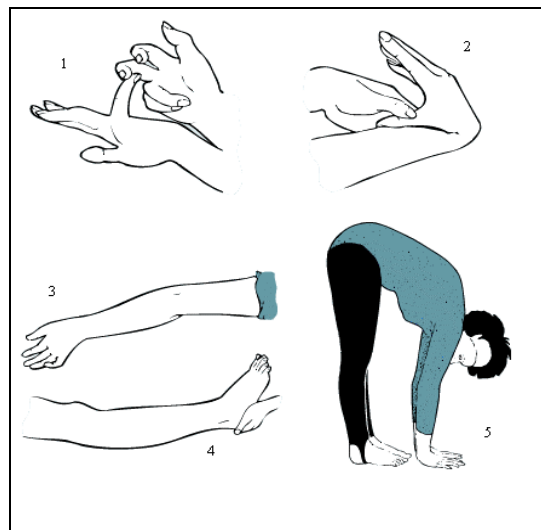
První snahu o vytvoření diagnostických kritérií pro veškerá dědičná onemocnění pojiva měla Berlínská nosologická společnost. S rozvojem molekulární genetiky zavedla nová diagnostická kritéria (Ghent criteria, 1996) pro Marfanův syndrom (De Paepe, Devereux, Dietz, Hennekam, & Pyeritz, 1996) a pro Ehlers-Danlos syndrom (Villefranche

criteria, 1997) (Beighton, De Paepe, Steinmann, Tsipouras, & Wenstrup, 1998). V roce 1998 byla dále revidována i Beightonova kritéria (Grahame, Bird, & Child, 2000).

Diagnostika podle Beightona

Nejvíce rozšířenou a běžně užívanou metodou je diagnostika dle Beightona. Jedná se o devíti bodové score, přičemž pro diagnostiku KH musí být dosaženo $\geq 4/9$ bodů (Obrázek 1, Tabulka 3). Zjistilo se, že při použití jiných (minoritních) kritérií (Grahame, Bird, & Child, 2000) může být KH diagnostikována přestože score $\leq 4/9$ (Tabulka 4) a to při kombinaci:

A) dvě hlavní kritéria, B) jedno hlavní a dvě vedlejší nebo C) čtyři vedlejší kritéria



Obrázek 1. Diagnostická kritéria dle Beightona (<http://www.hypermobility.org/>)

Beighton score			
	pravá		levá
1. hyperextenze V. metakarpophalangeálního kloubu $\geq 90^\circ$	1		1
2. opozice palce s volární flexí s dotykem na předloktí	1		1
3. hyperextenze loketních kloubů $\geq 10^\circ$	1		1
4. hyperextenze kolenních kloubů $\geq 10^\circ$	1		1
5. položit dlaně na zem při extenzi kolenních kloubů - Thomayer			1
	Total		9

Tabulka 3. Diagnostická kritéria dle Beightona (Grahame, 2000)

Hlavní kritéria							
1. Beighton score $\geq 4/9$							
2. Bolest minimálně čtyř kloubů déle než tři měsíce							
Vedlejší kritéria							
1. Beighton score $\leq 3/9$							
2. Bolest 1-3 kloubů nebo bolest zad nebo spondylolyza, spondylolistéza							
3. Dislokace více než jednoho kloubu nebo opakovaná jednoho kloubu							
4. Nejméně tři léze měkkých tkání (epikondylitidy, tenosynovitidy, bursitidy)							
5. Tvar těla odpovídající Marfan syndromu (vysoký, hubený, rozpětí HKK > výška, arachnodaktylie)							
6. Kožní strie, hyperextensibilita kůže, abnormální jizvení							
7. Povislá oční víčka, myopie							
8. Křečové žíly nebo hernie nebo rektální/děložní prolaps							

Tabulka 4. Hlavní a vedlejší diagnostická kritéria dle Beightona (Grahame, 2000)

Použití těchto kritérií pomůže správně diagnostikovat JHS od jiných onemocnění pojivové tkáně. U pacientů, kteří mají oteklé a bolestivé klouby je důležité vyloučit možné zánětlivé, infekční nebo autoimunitní příčiny, a to vyšetřením krve (krevní obraz, sedimentace, revmatický faktor, hladina komplementu v séru (C3, C4, CH 50), hladina imunoglobulinů v séru (IgG, IgM, IgA)). U pacientů, u kterých se neprokáže zánětlivá složka, je otok způsoben iritací kloubních složek jako menisků a kloubní chrupavek (Simpson, 2006).

Diagnostika dle Sachse

Testováním hypermobility, nebo spíše stanovením normální pohyblivosti, hypomobility a hypermobility, vše ještě v rozmezí fyziologických variant se zabýval Sachse (in Lewit, 2003). Vypracovala se praktická schémata, kde rozsah A odpovídá hypomobilnímu až normálnímu, rozsah B lehce hypermobilnímu, rozsah C značí pro výraznou hypermobilitu. Testování zahrnuje páteř a některé klouby končetin (Lewit, 2003):

Páteř (jednotlivé úseky páteře se vyšetřují odděleně):

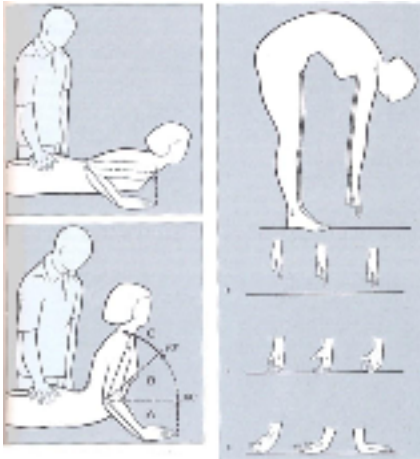
- 1) bederní páteř - hlavním klinickým příznakem je zvětšená lordóza při uvolněném stoji a zvětšená kyfóza při uvolněném sedu
 - záklon (Obrázek 2a) - v leže na břiše, HK ohnuté v loktech opřené vedle těla, prsty směřují vpřed, extenze v loktech a zvednutí trupu,

A = do 60° flexe v lokti, B = 60° – 90°, C = nad 90°.

Dále nalézáme ostré zaúhlení v oblasti L/S a Th/L přechodu.

- předklon (Thomayer) (Obrázek 2b) - vzdálenost prstů od podlahy při max. předklonu s extendovanými koleny

A = do 0 cm, B = po metakarpofalangeální klouby, C = celá dlaň na podložce



a)

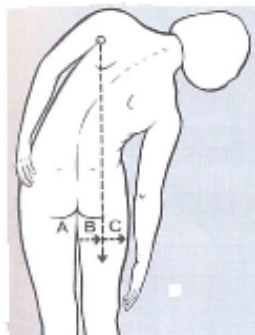
b)

Obrázek 2. a) Vyšetření rozsahu retroflexe trupu

(A – hypomobilní až normální, B – lehká hypermobilita, C – výrazná hypermobilita)

b) Vyšetření rozsahu předklonu trupu (Lewit, 2003)

- lateroflexe (Obrázek 3) - rozsah pohybu se určuje podle postavení podpaží vzhledem ke střední čáře



A = podpaží na konvexní straně dosahuje bodu kolmo nad intergluteální linií

B = podpaží dosahuje bodu kolmo nad protilehlou hýždí

C = podpaží se dostává kolmo nad laterální okraj hýždě a dále

Obrázek 3. Vyšetření rozsahu úklonu trupu (Lewit, 2003)

- rotace – podle Kapandjiho je 5°, proto se pro testování nepoužívá (Kapandji in Lewit, 2003)

2) hrudní páteř – na prvním místě vyšetřujeme rotaci, která je podle Kapandjiho 35°

- rotace (Obrázek 4a) - v sedě obkročmo na lehátku, otáčení trupu k jedné a potom k druhé straně,

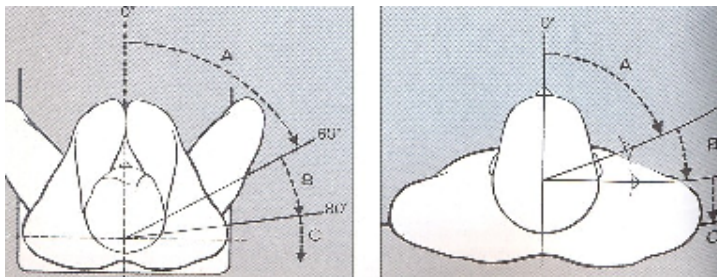
A = do 60° ke každé straně, B = 60° - 80°, C = nad 80°

3) krční páteř

- rotace (Obrázek 4b) - hlava je vzpřímená, brada se dostává nad rameno,

A = 70°, B = do 90°, C = nad 90° ke každé straně,

při lehkém předklonu rotace končí u C7 a nepřesahuje tak 50 - 60°



a)

b)

Obrázek 4. a) Vyšetření rozsahu rotace trupu

b) Vyšetření rotace hlavy a krční páteře (Lewit, 2003)

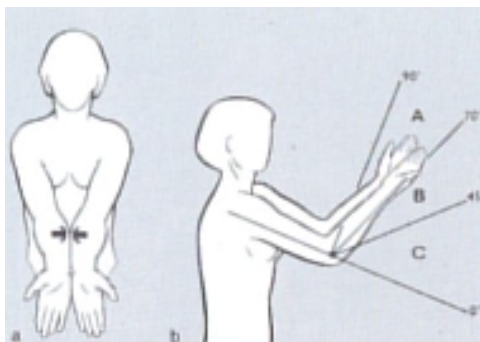
- Flexe – 40°, Extenze – 75°, Lateroflexe – 35° ke každé straně (Kapandji in Lewit, 2003)

Některé klouby končetin

1) metakarpofalangeální klouby ruky

- pasivní DF, A = do 45°, B = 45° – 60°, nad 60°

2) loket - pacient drží HKK před hrudníkem, předloktí se dotýkají od loktů po malíky, cílem je extendovat předloktí aniž se lokty od sebe vzdálí, hodnotí se extenze (Obrázek 5).



A = do 110°,

B = 110° – 135°,

C = nad 140°

Obrázek 5. Vyšetření rozsahu extenze v loktech (Lewit, 2003)

3) ramenní kloub

a) přiblížit loket k protilehlému ramenu

A = loket ve střední čáře

B = loket mezi střední čarou a polovinou klíční kosti,

C = loket dosáhne úrovně druhostranného ramene

b) dotek obou rukou za zády tak, že jedna ruka přichází shora, druhá zdola (Obrázek 6)

A = ruce se nespojí, dotknou se pouze špičky prstů,

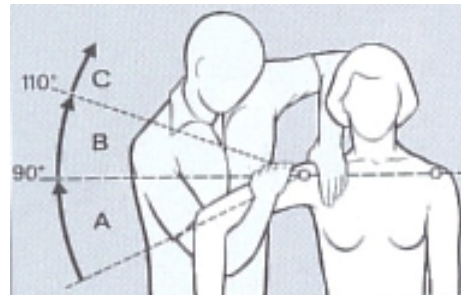
B = prsty se dotýkají prvními články,

C = překrývají se celé dlaně

c) pro skapulohumerální kloub – abdukce v rameni při fixaci lopatky a klavikuly shora (Obrázek 7)

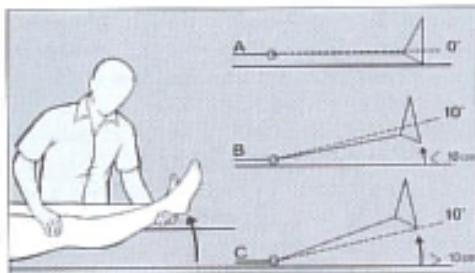
A = do 90° , B = $90^\circ - 110^\circ$, C = nad 110° 

Obrázek 6. Vyšetření spojení rukou na zádech mezi lopatkami (Lewit, 2003)



Obrázek 7. Vyšetření abdukce ramenního kloubu (Lewit, 2003)

4) kolenní kloub – hyperextenze (Obrázek 8)

A = 180° ,B = 190° ,C = nad 190°

Obrázek 8. Vyšetření extenze v kolenním kloubu (Lewit, 2003)

5) kyčelní kloub - vnitřní a zevní rotace

A = do 90° , B = $90^\circ - 120^\circ$, C = nad 120°

1.2 Posturální stabilita

1.2.1 Posturální motorika

Posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy, kterým zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu. Pohotovost k akci chrání tělo před poškozením. Nesoulad mezi pohybem a motorikou, vzniklý nevhodným nastavením výchozí polohy, vede ke zhoršení pohybového efektu a v horším případě k selhání pohybového záměru (funkční porucha motoriky), k vadné zátěži podpůrného aparátu (mikrotrauma) nebo k poruše struktury (trauma). Těmto poruchám lze předcházet, nikoli ale posilováním svalů. Důležitější než síla je schopnost rychle a koordinovaně reagovat na aktuální změnu prostředí (Véle, 2006).

Volba vhodného pohybového programu pro řešení situace je spojena s porovnáním současného stavu s předchozí zkušeností. Z této činnosti se postupně vyvíjejí specifické posturální programy, které sice vycházejí z druhově specifických schémat, ale jsou individuálně modifikovány učením. Tyto programy ovlivňují konfiguraci osového orgánu, tedy držení těla, které nemusí být výhodné. V případě konstituční hypermobility dochází v důsledku porušené stabilizace kloubů k tvorbě a fixaci nevýhodných pohybových programů a tím k fixaci vadného držení provázeného potížemi omezujícími rozsah pohybové funkce a často bolestmi (viz kapitola 1.1.1.4) (Véle, 2006).

1.2.2 Základní pojmy

Posturální stabilita je schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reakce na změny vnitřního a zevního prostředí tak, aby nedošlo k neřízenému pádu. Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky: senzoricou, kterou představují především propriocepce, zrak a vestibulární aparát, složku řídicí zajišťuje CNS a mícha a složkou výkonnou je pohybový aparát definovaný nejen anatomicky, ale i funkčně. Zásadní úlohu hrají kosterní svaly, které díky propriopecce mají důležitou úlohu i v oblasti sensorické (Vařeka, 2002). Stabilita stoje koreluje s průmětem těžiště do opěrné baze. Čím blíže se těžiště promítá k okraji opěrné baze, tím je stoj nestabilnější. Stabilita stoje je obecně větší u lidí s větší hmotností a nižším vzrůstem. Mechanismus udržování stabilního stoje spočívá na stabilizační funkci DKK a páteře (Véle, 2002).

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení gravitace i jiných zevních sil. Hlavní úlohu pro udržení postury hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem dle určitého programu a je ovlivněna aferentními vstupy. Postura je nejen na začátku a konci pohybu, ale je také jeho součástí a základní podmínkou. Styčný bod představuje **atituda**, tedy postura nastavená tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb (Vařeka, 2002).

Rovnováha je soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability. Zahrnuje i postojové a vzpřimovací reflexy (Vařeka, 2002).

Opěrná plocha (Area of Support, AS) – je částí plochy kontaktu podložky s tělem, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné baze (Vařeka, 2002).

Opěrná baze (Base of Support, BS) – ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy, ve stoji na jedné DK odpovídá opěrné ploše, při stoji rozkročeném se zvětšuje při nezměněné opěrné ploše a má tvar lichoběžníku tvořeného spojnicemi pat, zevních hran nohou a bříšky metatarzů (Vařeka, 2002).

COG (Center of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné baze (Vařeka, 2002). Do opěrné baze se promítá těžiště asi do jejího středu, poněkud více vzad a lehce laterálně, podle toho, kterou nohu vyšetřovaný více zatěžuje (Véle, 1997).

COP (Center of Pressure) je působiště vektoru vertikální reakční síly, neboli vážený průměr všech tlakových sil, kterými působí noha na podložku. Při stoji, kdy jsou chodidla v kontaktu s podložkou, je COP pod každým chodidlem a je ovlivňováno nejen polohou těžiště, tedy COG, ale také např. aktivitou bérceových svalů. Zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu, zvýšená aktivita inventorů nohy je posunuje laterálně. Vždy je tato svalová aktivita řízena činností CNS tak, aby COG zůstávalo v BS. COP se pohybuje vpřed a vzad v závislosti na poloze COG, přičemž exkurze COP jsou vždy větší než exkurze COG. Díky tomu, že COP odráží polohu COG lze měření COP používat jako metodu kvantifikace posturální stability.

COM (Center of Mass) – neboli těžiště, je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Celkové těžiště těla lze zjistit na základě znalosti poloh dílčích těžišť jednotlivých segmentů a hmotnosti (resp. tíhy) těchto segmentů. V tzv. základním anatomickém postoji (stoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed) se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výši druhého křížového obratle, u žen je to asi o 1 – 2 % níže než u mužů (rozdílné rozměry pánve). V průběhu ontogenetického vývoje (do

dospělosti) se těžiště posouvá níže (kojenci a batolata = větší hlava v porovnání s trupem a končetinami). Celkové těžiště těla nemusí být uvnitř těla a souvisí s udržováním stability v jednotlivých polohách (Patobiomechanika a Patokineziologie, elektronická skripta FTVS UK).

1.2.3 Principy řízení posturální stability

Stabilizace vertikální polohy je složitý dynamický proces, který vyžaduje součinnost subkortikálních center včetně cerebella. Tato činnost, jak již bylo uvedeno, je řízena zejména propiocepcí z periferního pohybového systému, z vestibulárního aparátu, aferencí optomotorickou, ale také interoceptivními signály z vnitřních orgánů a exteroceptivními kožními signály (Véle, 1997). Informace z Ruffiniho a Maissnerových tělísek slouží mimo jiné i k identifikaci míst s různým zatížením a tedy i polohy COP (Vařeka, 2002). Při výpadku některé sensorické složky je pohyb dále možný zvýšenou aktivací jiné smyslové složky (Véle, 2006).

Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách je z biomechanické podstaty velmi nestabilní systém tvořený množstvím segmentů. Nestabilita je mimo jiné dána i tím, že jde o případ „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002). Vedle fyzikálních faktorů jako je poloha těžiště těla, výška těla, tělesná hmotnost, vlastnosti opěrné plochy, výška a postavení jednotlivých segmentů je stabilita stoje ovlivňována především svalovou aktivitou a jinými neurofyzilogickými faktory, do kterých řadíme vlivy vnějšího a vnitřního prostředí. Na tomto místě nesmíme opomenout vliv psychiky, která se také odráží na držení těla a jeho stabilitě (Vařeka, 2002; Véle, 2006).

1.2.3.1 Svaly podílející se na stabilizaci polohy

Dynamická stabilizace kloubu

Za předpokladu fyziologického vývoje mozku uzrává na konci čtvrtého měsíce tzv. stabilizační souhra svalů, která umožňuje nastavení páteře i periferních kloubů odpovídající jejich optimálnímu statickému zatížení. Konkrétně jde o funkční postavení, kdy je v kloubu při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách. (Kolář, 2002). Jde o centrální program, který prostřednictvím aktivace svalů formuje budoucí

postavení kloubů a jejich rovnoměrné zatížení. Tyto geneticky determinované složky hybnosti označujeme jako motorické vzory, ve kterých je zakódována funkce svalu, resp. svalových synergií, které se realizují teprve v průběhu zrání CNS. Svaly se do držení těla zapojují automaticky v závislosti na optické fixaci a emoční potřebě a umožňují vzpřímené držení těla ve všech polohách, které daná struktura v centrovaném postavení umožňuje (Kolář, 2001; Kolář & Lewit, 2005).

V procesu stabilizace hraje zásadní roli způsob zapojení svalů do stabilizace ve smyslu souhry mezi hlubokými a povrchovými svaly. Jedná se o dva svalové systémy označované jako systém tonický (posturální) s tendencí k hypertonii a zkrácení a systém fázický (kinetický) s tendencí k útlumu. Dnes již víme, že oba systémy mají posturální funkci, avšak jejich rozdíl spatřujeme v jejich časovém zařazení do držení těla, tj. jejich posturální integraci. Podstatné je, že při kmenové úrovni řízení má tento motorický program povahu reciproční, až v průběhu ontogeneze zráním vyšších etází CNS se objevuje koaktivace, tedy že tonický a fázický systém reagují jako celek (Kolář, 2001).

Stabilizační souhra svalů eliminuje vnější síly a současně je zdrojem i značných vnitřních sil působících na segment. Insuficience stabilizační funkce svalů vede k nepřiměřenému chronickému přetěžování kloubů a ligament, které jsou fixovány v nevýhodném postavení a mají nedostatečnou svalovou ochranu. Význam pro přetížení má především nadměrná jednostranná aktivita svalů, která tuto nedostatečnost kompenzuje (Kolář & Lewit, 2005).

Véle (2006) rozděluje svaly podle vztahu ke kloubu na stabilizující a záběrové:

1) hluboké, krátké, slabé, tonické svaly

Jsou nejbližší kloubu, působí paralelně s osou pohybujícího se segmentu z malé vzdálenosti a jejich činností se kloub stabilizuje tím, že vtlačuje hlavici do jamky a mají tedy přímý vliv na postavení v kloubu a tím i držení těla.

Hluboké krátké intersegmentální svaly páteře provádí vnitřní segmentovou stabilizaci těla ve vertikále. Jejich citlivé receptory získávají informace o připravovaných odchylkách od střední polohy obratlů, aby mohly být rychleji korigovány. Významnou roli v této korekční činnosti má vestibulocerebellum spojené přes spinocerebelární dráhy s proprioreceptivními sensory a přes nucleus vestibularis s motorickými neurony v míše. Tím se přímo koriguje poloha segmentů páteře. Poloha kloubů je během stabilizace

neustále snímána a informace porovnávány s informacemi z kortexu, vestibulárního aparátu, cerebella a zrakového orgánu (Véle, 2006).

2) povrchové, delší svaly fázické povahy

Působí na pohybující se segment více kolmým směrem, ve větší vzdálenosti od osy otáčení, a mají proto větší moment záběru. Jsou hlavním zdrojem pro pohyb nebo jeho korekci (Véle, 2006).

1.2.3.2 Mozeček

Mozeček patří mezi okruhy, které zabezpečují koordinaci pohybů, rovnováhu a svalový tonus. Je důležitým integračním a koordinačním centrem volní i mimovolní hybnosti. Z vývojového hlediska mozeček dozrává po narození později než pyramidový systém a jeho funkcí je zajištění dokonalé koordinace. Podle vývojových stupňů rozeznáváme (Ambler, 2001; Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2001):

1. archicerebellum – nejstarší část, zahrnuje flokulonodulární systém, má vztah k vestibulárnímu systému společně s retikulární formací zajišťuje vzpřimovací reflexy a tím udržuje polohu trupu (posturální funkce, rovnováha). Přijímá vestibulární informace o prostorové poloze a pohybech hlavy vláknem z vestibulárního aparátu a vestibulárních jader (tractus vestibulocerebellaris). Moduluje míšňí motorickou aktivitu (tractus vestibulospinalis) zajišťující rovnováhu nezávisle na poloze či pohybu těla.

2. paleocerebellum – tj. vermis cerebelli, se vztahem ke spinálním strukturám a kmenovým jádrům (kořenová hybnost). Dostává mohutnou míšňí aferenci (tractus spinocerebellaris) z proprioreceptorů a z kůže, moduluje činnost antigravitačního svalstva a řídí přiměřené napětí pro udržení rovnováhy při stožení a chůzi.

3. neocerebellum – nejnovější část, hemisféry se vztahem k talamickým jádrům, které ovlivňují Betzovy buňky, z nichž vychází kortikospinální dráha jako dráha obratné akrální ideokinetické hybnosti (Véle, 2006). Modifikace (inhibice) všech pyramidových i extrapyramidových motorických podnětů (Ambler, 2001).

Aferentní signalizace do mozečku není jen z proprioreceptorů vedená spinocerebellárními drahami, ale i exteroceptivní signalizace z telereceptorů vedená drahami spojující mozek s mozečkem. Kromě toho dostává mozeček masivní informace z kortexu o aktivitě rozsáhlých korových oblastí v souvislosti s přípravou a provedením

pohybů, a to pontocerebelární drahou, která navazuje na dráhu kortikopontinní, která vystupuje z rozsáhlé korové oblasti zahrnující prefrontální kůru, sensorimotorickou kůru a asociační oblasti parietálního laloku a okcipitálního laloku a primární korovou zrakovou oblast (Trojan et al., 2001). Informace z proprioreceptorů o aktuální poloze a pohybu pohybových segmentů vstupují přímo do mozečku spinocerebelárními drahami a porovnávají se s informacemi o plánovaném pohybu z kortexu. Při zjištěném rozdílu mezi záměrem a současným stavem vychází z mozečku signál pro příslušnou korekci. Signály intero i exteroceptivní přicházejí k Purkyňovým buňkám mozečkové kůry jednak přímou dráhou šplhavými vlákny, jednak mechovými vlákny přes složitou interneuronovou síť, takže se signál dostane do kortexu s řízeným zpožděním ve dvou časově rozdílných okamžicích. Tento způsob zpracování dovoluje hodnotit časovou závislost mezi dvěma okamžiky. Toto zpracování informací v mozečku se děje dopřednou vazbou (feed forward) umožňující krátkodobou predikci dění v zevním prostředí. Mozeček umí pomocí své interneuronové sítě vzruchy tlumit nebo naopak zesílit. Mohou zde tedy vznikat různá časová zpoždění. Mozeček se proto pokládá za vnitřní hodiny, které rozvrhují časově sekvenci jednotlivých fází pohybu (timing) (Véle, 2006).

Eferentní projekce z kůry neocerebella je směřována hlavně do nucl. dentatus. Vlákna opouštějí mozeček skrze pedunculus cerebellaris cranialis a vstupují do tegmenta, kde se kříží. Většina vláken pokračuje do druhostranného thalamu do nucl. ventralis medialis. Toto jádro pak ovlivňuje aktivitu neuronů v primární motorické korové oblasti (Trojan et al., 2001). Důležité je, že všechny eferentní dráhy mozečku působí inhibičně na příslušná mozečková a kmenová jádra (Véle, 2006).

1.2.3.3 Vliv propioceptivních, exteroceptivních a nociceptivních signálů

Informace z chodidel

Vestoje kolísá rozložení celkové zátěže chodidla v závislosti na vnitřních faktorech: na tvaru nožní klenby, směru osy těla vůči směru gravitace, průmětu těžiště do opěrné plochy, postavení hlavičky femuru v jamce kyčelního kloubu a nastavení osového orgánu. Rozložení zátěže závisí i na vnějších faktorech: na sklonu opěrné plochy, frikčních vlastnostech plochy i obuvi. Při pohybech trupu a končetin se mění distribuce zátěže na chodidlech a informace o těchto změnách se přenášejí do CNS, kde hrají významnou roli při řízení stabilizace polohy těla (Véle, 2006).

Zrak

Informuje o prostoru zevního prostředí a výrazně ovlivňuje stabilizační proces. Očima se „opíráme“ o pevné body prostředí a získáváme tak posturální jistotu.

Vestibulární aparát

Informuje o směru gravitace jak v klidu, tak i při pohybu. Tato informace je porovnávána s informacemi zrakovými i propioceptivními, zejména z krční páteře, z klíčových kloubů i z plosek nohou.

Propriocepce

V cíleně řízeném pohybu hrají významnou roli receptory podávající CNS informace o současném stavu pohybové soustavy. Lze k nim funkčně přičíst i receptory informující o směru gravitace a tlakové receptory informující o rozložení tlaku na kloubních plochách. Senzitivní nervová vlákna vedou z kloubů informace o poloze kloubních konců artikulujících kostí, úhlové rychlosti a směru pohybu, a o stupni napětí pouzdra a kloubních vazů. Jde o základní složku tzv. propiocepce, tj. schopnosti vnímat polohu i pohyb těla a jeho částí v prostoru (Patobiomechanika a Patokineziologie, elektronická skripta FTVS UK).

Svalové receptory

Aference ze svalových receptorů se označuje jako propiocepce. Hlavním propioceptivním orgánem je svalové vřetenko. Je tvořeno svazkem upravených kontraktilních svalových vláken, které vazivově souvisí s normálními svalovými vlákny a motorickým systémem alfa. Svalové vřetenko má dva kontraktilní póly oddělené uprostřed receptorem reagujícím na změny napětí v pólových oblastech při změně jeho délky. Kontraktilní póly vřetenka (intrafuzární vlákna) jsou inervovány motorickými vlákny gama-systému, řízeného z retikulární formace. Při natažení svalu, vřetenko sleduje délku svalu, intrafuzární vlákna působí na středový receptor a dráždí ho tím ke tvorbě vzruchů. Ty přejdou kolaterálami k motoneuronu a sníží práh jeho dráždivosti. Odtud se aktivita šíří do formatio reticularis a do mozečku, odkud je jemně donastavována úroveň excitability motoneuronů a tím je řízena pohybová koordinace (Véle, 2006).

Podrážděním pólů vřetenka prostřednictvím gama vláken z retikulární formace lze dráždit středový orgán vřetenka nezávisle na délce svalu, a tím přednastavovat práh dráždivosti motoneuronů v jakékoli poloze svalu. Aktivace pólů vřetének předchází vlastní

aktivace motoneuronů, a tím vytváří navigační a přípravnou část pohybu. O tomto přednastavení je informován i mozeček, aby mohl řídit pohybovou koordinaci (Véle, 2006).

Vřeténko podává informaci nejen o statických parametrech funkce (o změně délky svalu), ale i o dynamických (rychlost, se kterou se délka svalu mění) (Véle, 2006).

Druhým důležitým proprioreceptorem je Golgiho šlachové tělíčko snímající tah na šlaše svalu. Aktivuje se při natažení svalu, má však mnohem vyšší práh dráždivosti než vřeténko. Působí proti funkci vřeténka, tedy vlastní sval inhibuje a jeho antagonistu facilituje (Véle, 2006).

Oba receptory tvoří automatický ochranný míšní servomechanismus sloužící k předcházení drobných traumat, která by mohla vzniknout přílišnou aktivitou svalu, kdyby nebyla na konci pohybu utlumena (Véle, 2006).

Kloubní receptory

Reagují na změnu napětí v kloubním pouzdru, které vznikají napínáním pouzdra na konvexní straně a jeho řasením na konkávní straně. Na natažené straně pouzdra je pro iritaci četnost výbojů vysoká, na opačné straně vzhledem k uvolnění a zřasení pouzdra nízká. Z rozdílu frekvence výbojů na obou stranách pouzdra lze určit úhel segmentů v kloubu. Receptory kloubního pouzdra s pomalou adaptací (statické receptory) fungují tedy jako goniometr, receptory s rychlou adaptací (dynamické receptory) reagují na rychlost změny pohybu a podávají tedy informace o akceleraci pohybu v kloubu (Véle, 2006).

Všechny proprioceptivní údaje z kloubních, svalových i šlachových receptorů jsou součástí zpětnovazebných informací (feed back) o průběžném stavu pohybového segmentu, které jsou nezbytné pro řízení pohybu. Současně je lze využít k přednastavení dráždivosti (feed forward) (Véle, 2006).

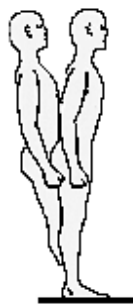
Posturální stabilitu kromě aference proprioceptivní a exteroceptivní ovlivňuje také aference interoceptivní a nociceptivní. Interoceptivní informace podávají zprávy o stavu a funkci vnitřních orgánů (Véle, 2006).

Nocicepce je fyziologický proces, aktivovaný drážděním volných nervových zakončení. Vyvolává tendenci k fixaci segmentu zvýšením svalového tonu až antalgickým spasmem. Podle Brüggera nociceptivní aference vyvolá vznik náhradního šetřícího

polohového a pohybového programu, který se následným opakováním může fixovat a stát se „náhradním“ programem. Tento program moduluje následný průběh pohybu tak, aby nedocházelo k dalšímu poškození. Tento děj se odehrává podvědomě, nezávisle na vlastní vůli. Náhradní pohybový program se nedotýká jen daného segmentu, ze kterého vychází nociceptivní dráždění, ale na podkladě řízení z CNS jde o změnu na globální úrovni (Véle, 2006).

1.2.4 Mechanismy zajištění posturální stability

Biomechanický model lidského těla ve stoji je vyjádřen pomocí převráceného kyvadla. Pro lidské tělo je typické spojení jednotlivých segmentů klouby. To se také projevuje při stanovení strategií (ankle- , hip- , step-), které jsou řešením při porušení stability (Obrázek 9, 10) (Janura & Míková, 2003).



Obrázek 9. Kotníková strategie
(Balance Master Manual, 2002)



Obrázek 10. Kyčelní strategie
(Balance Master Manual, 2002)

Strategie lze z didaktického pohledu rozdělit do dvou skupin. První rozdělení je na proaktivní a reaktivní. Druhé dělení zahrnuje statickou a dynamickou strategii. Statickou strategii představují např. rovnovážné reakce (balanční mechanismy) v rámci nezměněné opěrné plochy, které využívají zejména hlezenní a kyčelní mechanismus. Pokud je hranice bezpečného udržení COG v opěrné bazi překročena, řídicí systém zvolí dynamickou strategii k obnovení stability, tzn. úkrok, uchopení opory atd. (Vařeka, 2002).

Popsaný proces udržení stability zahrnuje několik fází:

- a) detekce konkrétní situace (senzomotrický systém)
- b) vyhodnocení situace v CNS a volba vhodného programu
- c) aktivace příslušných svalových skupin (eference)
- d) generace kontrakční síly, její převedení na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolání reakční síly okolí

Při přechodu mezi jednotlivými fázemi dochází vždy k určité latenci závislé na strukturálním a funkčním stavu systému.

Udržování středního průmětu těžiště a tedy i stability je zajišťováno posturálními svaly. Jsou to svaly nohy, lýtka, bérce, stehna a svaly osového orgánu (Véle, 1997). V rámci statické strategie je především požíván hlezenný mechanismus v předozaďním směru a kyčelní mechanismus v laterolaterálním směru (Vařeka, 2002). Při vyrovnaném postoji je korekce polohy zajišťována jen neviditelnou aktivitou hlubokých vrstev krátkých svalů na páteři a m. iliopsoas na osovém orgánu a akrálními svaly dolní končetiny a m. soleus. Při horší stabilitě se viditelně aktivují i svaly lýtkové a bércové. Při větším zhoršení stability se aktivují svaly stehenní a dlouhé svaly trupu (Véle, 1997).

Na udržení posturální stability bez přemístění opěrné baze se neúčastní jen svaly hlezna a kyčle, ale celý posturální systém.

1.2.5. Možnosti vyšetření posturální stability

Testy k hodnocení posturální stability lze rozdělit na statické (př. bipedální stoj, Rombergův test, stoj na jedné DK) a dynamické (vyšetření chůze a jejích modifikací, maximální výchylky bez změny opěrné plochy, skok na jedné DK atd.). Uvedené testy mohou být prováděny jako klinické nebo s využitím přístrojové techniky (Vařeka, 2002):

Posturografie

Posturografie je v řadě lékařských oborů využívána jako klinická pomůcka kvantifikace nestability v důsledku různých nemocí, poruch, zranění apod. Jedním z hledisek posturografie je snímání výchylek těžiště těla ve vzpřímeném postoji. Přestože nesporně umožňuje objektivní hodnocení stability, o její jasné definici a zejména určení hodnotících parametrů se stále vedou diskuse (Nováková, Tichý, & Ťupa, 2001).

Na základě diskuse a závěrů ze symposia o posturografii v r. 1979 a 1981 vznikla určitá dohoda o diagnostických metodách a možnostech prezentace výsledků, která standardizuje základní podmínky testování posturální stability z hlediska terminologického, konkrétních podmínek testování, výběru a interpretace hodnotících parametrů atd. (Nováková et al., 2001).

Měření stability se provádí měřením časového průběhu charakteristických veličin a následným srovnáním výsledků s kritérii stability.

Při hodnocení stability a balančních funkcí se nejčastěji sledují tyto parametry (Balance Master Manual, 2002):

- COG - „Center of Gravity“ - místo projekce těžnice do opěrné baze
- trajektorie COG
- úhlová rychlost COG - „COG sway velocity“ (deg/sec)
- index působící vertikální síly (% tělesné hmotnosti)
- rozložení zatížení DKK
- vychýlení těžiště k hranicím opěrné báze

Obecně lze říci, že při diagnostice posturálních poruch je nezbytné:

- zaměřit se na limitní situace – využití různých podnětů (zraková kontrola, extrémní silový podnět, sensorický konflikt)
- maximální standardizace vnějších podmínek
- doplnění použitím dalších metod (EMG, kinematická analýza atd.)

(Janura & Míková, 2003)

1.3 Funkční poruchy kloubů

Jak již bylo zmíněno v kapitole u hypermobilních kloubů dochází k poruše propriocepce, neuromotorické kontroly a tím i funkční stabilizaci kloubů. V důsledku přetížení svalů z neekonomického zapojení dochází ke zvýšenému výskytu „trigger pointů“, ale také drobných blokád, kterými si hypermobilní klouby snaží kompenzovat svou instabilitu.

1.3.1 Vznik funkčních poruch

Funkční porucha kloubu může vznikat dvěma základními mechanismy: mechanickým nebo reflexním faktorem patogeneze. V důsledku chybného motorického stereotypu, traumatu nebo viscerální poruchy v segmentu dochází k tvorbě blokády (prvotně převážně v klíčové oblasti), následně kompenzační hypermobilitě v sousedících oblastech (př. jiných úsecích páteře) a tvorbě dalších blokád. Tím se prohlubuje chybný motorický stereotyp, dochází ke klinické dekompenzaci a regresivním změnám.

Z poznatků o hypermobilitě vyplývá, že tento mechanismus je obousměrný (tzn. že blokáda vzniká kompenzačně u hypermobilních kloubů). Ty jsou přetěžovány jednak velkým rozsahem pohybu a také statickým zatížením. Tím vzniká nejen pocit nepohodlné polohy, ale hlavně bolesti, která se stává nociceptivním signálem přetížení. Nocicepce pak vyvolává reakce v segmentu ve smyslu ochranné fixace (svalové spasmy, kloubní blokády), která brání potenciálnímu poškození (Lewit, 2003). Proto je velmi důležité a také svízelné rozlišit blokádu, která je patologická (nutno najít příčinu a odstranit ji) od blokády, která je funkční (chrání hypermobilní kloub).

Blokády z přetížení a hybného zatížení jsou nejlehčí formy blokád a setkáváme se s nimi prakticky velmi často: sedíme li nebo pracujeme delší dobu v nepříznivé poloze, cítíme intenzivní touhu se protáhnout a překonat vzniklé lehké blokády. Tedy i za fyziologických podmínek vznikají u lidí drobné blokády (fyziologické), které se spontánně upravují. Samozřejmě ale existují plynulé přechody od zatížení fyziologického po zatížení škodlivé, které působí již blokády přetrvávající (patologické). V tomto přechodu má velkou roli kvalita funkce neurosvalového aparátu, který se musí vypořádat se zatížením a udržení správné funkce. Proto u lidí s konstituční hypermobilitou nalézáme větší množství blokád jak fyziologických, tak patologických (Lewit, 2003).

Normální kloub je charakterizován pozvolným narůstajícím pružným odporem při zvětšování rozsahu kloubu. Nikdy nedosáhneme krajního postavení náhle a můžeme lehkým zvýšením tlaku rozsah pohybu zvětšit. Mluvíme o fyziologické bariéře (první minimální odpor na který narazíme při pasivním pohybu). V případě blokády nalézáme patologickou bariéru, která je málo poddajná a nepruží. Je omezena tzv. vůle v kloubu („joint play“), to je pasivní pohyb ve smyslu translace, distrakce a rotace kloubních plošek. Joint play je nezbytným předpokladem pro normální kloubní pohyblivost (Lewit, 2003). Je vymezena elasticitou kloubního pouzdra a tahem krátkých periartikulárních svalů, upínajících se kolem kloubu a působících paralelně s osou pohybového segmentu. Tyto svaly vtlačují hlavicí do jamky a určují tím výchozí polohu kloubu, ze které vychází pohyb (Véle, 2006). Hypermobilní klouby jsou charakteristické rozšířením hranice fyziologické bariéry i zvětšením joint play.

Následky blokády

U mladých lidí jsou následky málo patrné. Může se dostavit bolest, která se však záhy upraví. Dojte ke kompenzaci (hypermobilitě), za kterou už ale platíme patřičnou daň. Přetěžujeme tu část, která kompenzuje. U pacientů s konstituční hypermobilitou se tím zvyšuje hypermobilita segmentů, které již hypermobilní jsou, a dochází následkem chronického přetěžování k degenerativním změnám (tedy jinak řečeno adaptivním změnám kompenzujícím dřívější dysfunkci) (Tabulka 2). Nejtypičtější jsou páteřní osteofyty nebo spondylolýza (Lewit, 2003).

2. Cíle a hypotézy

Cílem práce je posoudit rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s konstituční hypermobilitou a bez ní, a dále posoudit vliv mobilizačních technik na stabilitu stoje prostřednictvím sledování záznamu výchylek COG na plošině Balance Master® System.

Hypotézy

1. Přítomnost konstituční hypermobility bude korelovat se zhoršenými stabilizačními mechanismy vyšetřenými na plošině Balance Master® System ve srovnání se zdravými.

Dílčí hypotézy:

2. Rychlost výchylek COG bude při testech s vyloučením zrakové kontroly u skupiny s KH větší než u KS.
 3. Reakční čas při testu LOS bude u skupiny s KH delší než u KS.
 4. Kontrola směru bude při testu LOS u skupiny s KH horší než u KS.
 5. Průměrná rychlost výchylek COG a směrová kontrola v daném směru budou při testu RWS u probandů s KH nižší než u KS.
 6. Dopadová síla DKK při testu SUO bude u probandů s KH větší než u KS
 7. Dopadová síla DKK při testu FL bude u probandů s KH větší než u KS
 8. Kontaktní čas u testu FL bude u probandů s KH delší než u KS
-
2. Mobilizace kloubů u probandů s KH zhorší posturální stabilitu vyšetřovanou na plošině Balance Master® System ve srovnání se zdravými.

3. Metodika

3.1 Způsob výběru probandů

Pro testování bylo na základě anamnézy a klinických testů vybráno celkem 14 žen v rozmezí věku 20 - 28 let s průměrným věkem 24 let ($\pm 2,02$ SD), s průměrnou výškou 167 cm ($\pm 5,66$ SD) a průměrnou hmotností 60 kg. Odebráním anamnézy formou dotazníku byly všechny dotazovány na sportovní aktivitu, úrazy, operace a jiná onemocnění zejména muskuloskeletálního aparátu, které by mohli výsledek měření ovlivnit. Toho jsem si vědoma a proto se v osobní anamnéze nesměla vyskytovat neurologická, vestibulární ani závažná zraková porucha nebo úraz hlavy. Úrazy dolních končetin se mohly vyskytovat, i přestože mohly do určité míry ovlivnit výsledek měření. Vzhledem k tomu, že s konstituční hypermobilitou se pojí větší úrazovost, do výzkumu byli zařazeni i probandí s úrazy či operacemi na dolních končetinách.

Vybraní probandí byli rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořili probandí s konstituční hypermobilitou. Kritériem pro zařazení probandů do této skupiny bylo dosažení minimálně čtyř bodů z možných devíti dle Beighton scale (viz kapitola 1.1.1.5) U nikoho z nich nesměl být diagnostikován Ehlers - Danlos syndrom, Marfanův syndrom nebo jiné generalizované onemocnění kloubů.

Do druhé skupiny byl vybrán stejný počet zdravých žen jako kontrolní skupina. Podmínkou výběru bylo dosažení maximálně tří bodů z devíti dle Beighton scale. Žádná nesměla trpět generalizovaným onemocněním kloubů.

Z obou skupin jsem vyloučila jedince, kteří se v minulosti či současnosti věnují vrcholovému sportu či jiným sportům, které hypermobilitu podporují – sportovní či moderní gymnastika, balet či jiný druh tance.

Charakterizované soubory byly považovány za běžný populační vzorek mladých žen s konstituční hypermobilitou a bez ní.

3.2 Charakteristika výzkumného souboru

1. skupinu tvořilo 7 žen s konstituční hypermobilitou (Beighton score $\geq 4/9$)

věkové rozmezí: 20 - 27; průměrný věk 24 ($\pm 1,96$ SD)

rozmezí tělesné výšky: 160 - 174 cm, průměr výšky 166,7 cm ($\pm 4,83$ SD)

rozmezí tělesné váhy: 52 - 67 kg; průměrná hmotnost 58,4 kg

(viz příloha č. 1a)

2. skupinu tvořilo 7 žen bez konstituční hypermobility (Beighton score $\leq 4/9$)

věkové rozmezí: 22 - 28 let, průměrný věk 25 let ($\pm 1,98$ SD)

rozmezí tělesné výšky: 156 - 174 cm, průměr 167,3 cm ($\pm 6,36$ SD)

rozmezí tělesné váhy: 55 - 72 kg, průměrná hmotnost 61,4 kg

3.3 Vyšetření probandů

U všech probandů bylo provedeno vyšetření, které zahrnovalo testování hypermobility pomocí Beighton scale (viz kapitola 1.1.1.5, Příloha č. 1b), kdy rozsahy v kloubech byly vyšetřeny dvouramenným goniometrem. Dále bylo provedeno vyšetření minimálních mozečkových příznaků (viz kapitola 1.1.1.2, Příloha č. 1c) pro vyloučení poruchy řídicích funkcí, orientační kineziologický rozbor a třikrát byla podána zkrácená forma dotazníku McGillovy univerzity podle Melzacka (dále jen dotazník dle Melzacka).

3.4 Průběh měření

Měření bylo prováděno v klidné, přiměřeně vyhřáté a osvětlené místnosti. Všichni probandi byli před zahájením měření seznámeni s cílem práce a poučeni o průběhu měření.

Testování se skládalo ze tří částí. Každý proband byl nejdříve vyšetřen na plošině Balance Master System, poté byly provedeny manipulační a mobilizační techniky kloubů dolních končetin a osového orgánu (viz kapitola 3.7) a poté byl opět otestován na plošině Balance Master System. Každému byl navíc třikrát předložen dotazník bolesti dle Melzacka, a to vždy před a po mobilizacích a následující den.

Pro měření na plošině bylo vybráno 6 testů – dva statické a čtyři dynamické (viz kapitola 3.6). Cílem testů bylo zhodnotit posturální stabilizační mechanismy před a po mobilizacích ve smyslu práce těla s těžištěm, schopnosti rychle, přesně a koordinovaně reagovat na změnu polohy, schopnosti pohotovosti k přechodu z klidu do pohybu, schopnosti cílit pohyb a schopnosti stabilizovat polohu při omezeném nebo zvýšeném aferentním vstupu – vyloučení zrakové kontroly, různé typy podložek a semiflexe versus hyperextenze v kolenních kloubech. Testy s vyloučením zrakové kontroly mají opodstatnění v tom, že snížená proprioceptivní schopnost je fyziologicky kompenzována ostatními senzory (zrak, sluch, interoreceptory, exteroceptory). Ty umožňují anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem

dopředné vazby (feed forward) podle informací přicházejících ze zevního prostředí teleceptorem, který umožňuje krátkodobé předvídání situace a tím včasnou předvolbu vhodného posturálního programu (Véle, 2006). Pokud vyřadíme optickou aferenci, je možno pozorovat zhoršenou stabilitu systému.

3.5 Charakteristika použitého snímacího zařízení

3.5.1 Balance Master® System

Balance Master® System je přístroj umožňující objektivní vyšetření a následný trénink senzomotorických funkcí. Vyšetření a terapie se užívá na základě zpětné vazby. Vyšetřovaný stojí na měřicí platformě a sleduje zrakem obrazovku, kde je zakreslený okamžitý průmět jeho těžiště v opěrné bázi.

Přestože indikace nejsou blíže specifikovány, je toto vyšetření určeno pro pacienty s poruchami vestibulárního aparátu, propiocepce, udržení rovnováhy, popřípadě pro pacienty, u nichž chceme zjistit asymetrické stranové zatěžování těla, či změny v držení COP. Absolutní kontraindikací je váha nad 136 kg a pod 18 kg, nemožnost udržení vertikální polohy bez pomoci alespoň 2-3 minuty, pacienti ztrácející stabilitu s otevřenýma očima při stožení na pevném podkladu. Relativními kontraindikacemi jsou: pacienti s těžkými artrotickými nebo ortopedickými změnami, snížená schopnost spolupráce pacienta, onemocnění kyčelních či kolenních kloubů.

3.5.2 Technický popis zařízení Balance Master® System

Balance Master® System se skládá ze dvou základních komponent, silové plošiny a počítače (Obrázek 11). Silová plošina je dvojitá a je opatřena silovými senzory pod povrchem. Pacient stojí na plošině a sleduje monitor počítače. Silové senzory pak zaznamenávají vertikální rozložení sil, které vytvářejí chodidla vyšetřovaného tlakem na plošinu. Spojovacím kabelem se pak tyto informace převedou do počítače. PC (včetně myši, klávesnice, monitoru, tiskárny a izolačního transformátoru) umožňuje analýzu silových charakteristik, úpravu a výstup naměřených parametrů a tisk reportů. Výsledky každého testu jsou uloženy na harddisk počítače do jmenné databáze. Zobrazení výsledků je možné dvěma způsoby – Comprehensive, znázornění výsledků do grafů (zelená barva představuje normu, červená odchylku vzhledem k probandům stejného věku) nebo Numeric, kde jsou výsledky vyjádřeny číselně.

Součástí příslušenství jsou (Obrázek 12):

- pěnová podložka - snižuje senzomotorický vstup pro balanční kontrolu, podporuje samostatnou balanční (inverzní/everzní) kontrolu na každé noze /kotníku zvlášť
- schůdky (čtyř/dvou stupínkové)
- stupínek
- houpací deska - balanční deska, která umožňuje pohyb vpřed a vzad, minimalizuje práci pro kontrolu COG v laterolaterálním směru, podporuje kotníkovou strategii bilaterálně
- patní/palcový klín
- inverzní/everzní klín
- vyrovnávací klín - eliminace nežádoucích vlivů rozdílných délek DKK
- pomocná tyč a ochranné popruhy



Obrázek 11. Balance Master System

<http://www.onbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/los.aspx>



Obrázek 12. Příslušenství Balanc Masteru

<http://www.onbalance.com/neurocom/products/Accessories.aspx#foam>

3.6 Provedení stabilometrického vyšetření

Pro vyšetření bylo použito šest následujících testů. Mezi každým testem byla 1 minuta pauza pro odpočinek na zotavení.

3.6.1 Modifikovaný sensorický test (mCTSIB) - Modified Clinical test of Sensory Interaction on Balance

Během testu jsou hodnoceny pohyby COG. Měřeným parametrem je **rychlost výchylek COG „COG sway velocity“** vyjádřená ve stupních za sekundu. Výsledkem je celková vzdálenost COG vyjádřená ve stupních za 10 sekund. Test se skládá ze 4 vyšetření, z nichž se každé opakuje 3x a doba trvání je 10 s.

Při všech testech stojí vyšetřovaný klidně, je žádán aby stál co nejpevněji, díval se na jedno místo, a tím co nejvíce minimalizoval výchylky COG. Nejdříve stojí na pevné podložce s otevřenýma, pak i se zavřenýma očima. Tytéž testy jsou následně provedeny na pěnové podložce, která vyžaduje vyšší nároky na udržování vzpřímeného stoje. Abychom posoudili případný rozdíl ve stabilizačních mechanismech mezi hypermobility a zdravými probandy, první dva pokusy z každého testu jsou provedeny s plnou extenzí v kolenních kloubech, třetí pokus je na semiflektovaných kolenních kloubech.

Pohyb COG je v předozadním směru udržován přenášením váhy z palců na paty a naopak, mediolaterální pohyb je prováděn přenosem váhy z jedné dolní končetiny na druhou. Pevná podložka, na rozdíl od pěnové, představuje dobrou oporu pro chodidla. Umožňuje jim přenos tlaku všemi směry proti pevnému podkladu. Udržování pozice COG pomocí ventrodorsálního pohybu se nazývá *kotníková strategie*. Při stožení na pěnové podložce, kde BS zůstává nezměněna, je využití povrchu k vytvoření opory omezeno. Kotníková strategie je v této zkoušce méně účinná a pacient využívá k udržení pozice COG i tzv. *kyčelní strategie*.

Záměrem testu je identifikovat abnormality ve složkách účastnících se při udržování stability vzpřímeného stoje - tzn. ve zrakové, somatosenzorické a vestibulární. U zdravých jedinců je jednoznačně více výchylek těžiště při stožení na pěnové podložce oproti stožení na pevné podložce s otevřenýma očima, a ještě více se zavřenýma očima. Větší výchylky těžiště při stožení se zavřenýma očima svědčí o poruše v senzomotorické funkci. Nestabilita či pád na měkké podložce při otevřených očích může svědčit pro poruchu zrakové kontroly nebo pro poruchu muskuloskeletálního systému, kdy je obtížné udržet stabilní stoj na

měkké podložce. Nestabilita nebo pád při stoji na měkké podložce se zavřenýma očima svědčí pro poruchu vestibulárního aparátu nebo poruchu muskuloskeletálního systému.

3.6.2 Stoj na jedné DK (US) – Unilateral Stance

Stoj na jedné noze je mnohem náročnější situací, protože je zde zúžená opěrná báze a jsou znemožněny mediolaterální výchylky (z jedné nohy na druhou) při udržování stabilního stoje. Měřeným parametrem je opět „**COG sway velocity**“ - rychlost výchylek **COG** vyjádřena ve stupních za sekundu. Test se skládá ze 4 vyšetření, každé se 3x opakuje. Trvání jednoho testu je opět 10 s. Provádí se stoj na levé noze s otevřenýma, následně zavřenýma očima, to samé se provede na pravé noze. Stejně jako v předchozím testu byly první dva pokusy provedeny s plně extendovanými DKK a třetí pokus s mírně pokrčenými kolenními klouby. Velké rozdíly stability mezi testy s otevřenýma a zavřenýma očima opět poukazují na poruchu senzomotorických funkcí.

Pokyny pro pacienta: Stůjte co nejpevněji, s horními končetinami podél těla, dolní končetinu zvedněte před sebe jako na obrázku. Jelikož se jedná o náročný test, zejména při vyloučení zrakové kontroly, je zvýšené riziko pádů. V případě hrozby pádu bylo dovoleno opřít se druhou dolní končetinou na krátký okamžik (1s) o plošinu, aniž by se test přerušil. V případě pádu nebo opakovaného dotyku s podložkou byl test přerušen a opakován.

3.6.3 Limity stability (LOS) – Limits of Stability

Test hodnotí limity stability. Limity stability jsou oblastí prostoru, ve kterém se tělo bezpečně pohybuje beze změny opěrné báze. Pokud COG přesáhne 100% hranici LOS, dojde ke kroku a tím ke změně opěrné báze.

Tyto testy hodnotí dynamiku stabilního stoje, tedy schopnost volní kontroly těžiště těla. Test se skládá z 8 vyšetření, kdy se stojící pacient naklání a vychyluje COG v pořadí:

- přímo dopředu
- dopředu šikmo vpravo
- přímo doprava
- dozadu šikmo vpravo
- přímo dozadu
- dozadu šikmo vlevo
- přímo doleva
- dopředu šikmo vlevo

Pacient vychyluje své těžiště ve směru, ke kterému je vyzván na obrazovce monitoru. Jeho úkolem je dostat se co nejrychleji do cílového bodu a setrvat v tomto bodě po dobu 8 s. Může použít jen kotníkovou strategii a současně nesmí odlepovat paty ani prsty od podložky. Pokyny pro vyšetřovaného: „Na monitoru vidíte osm žlutých čtverců uspořádaných do kruhu, ve středu je umístěn čtverec, který pro Vás představuje startovní místo. Při testu jsou vždy žluté jen dva čtverce. Ten, ve kterém stojíte a ten, do kterého půjdete. Test začíná tehdy, když se v cílovém čtverci objeví modré kolečko. To je pro Vás výzva k vykonání pohybu. Vaším cílem je dojít do čtverce co nejrychleji a nejpříměji. Pokud se nedostanete až do čtverce, setrvejte na nejdále dosažené pozici až do skončení testu. Pohyb může být vykonán jen z kotníků“.

Měřené parametry jsou:

reakční čas „reaction time“ - doba mezi příkazem „start“ a reakcí vyšetřovaného. Žádoucí je dosáhnout co nejkratšího času. Prolongovaný reakční čas svědčí o senzorio-percepčním deficitu, deficitu v plánování pohybu (jak provést pohyb, pomalé provedení pohybu).

rychlost pohybu „movement velocity“ - průměrná rychlost pohybu COG znázorněná ve stupních za sekundu, v rozmezí 5 % a 95 % vzdálenosti do primárního koncového bodu (endpoint). Koncový bod je bod, ve kterém iniciální pohyb směrem k cíli zastaví a začne následný korekční (dolaďující) pohyb.

Pomalá rychlost vychýlení těžiště je projevem stárnutí nebo poruchy CNS - např. bazálních ganglií (morbus Parkinson), ale také projevem adaptivního chování zaměřeného na minimalizaci rizika či strachu z bolesti (vyšetřovaný má možnost se pohybovat rychle, ale ze strachu se pohybuje pomalu).

koncové výchylky „endpoint excursion“ – vzdálenost, kterou urazí COG od koncového bodu k cíli, vyjádřena v procentech LOS.

směrová kontrola „directional control“ - poměr množství pohybů k cíli a množství pohybů od cíle, vyjádřeno: (množství pohybů k cíli - množství pohybů od cíle)/množství pohybů k cíli, vyjádřeno v procentech. Čím více pacient dosáhne cíle po přímé linii, tím více se blíží hodnotě 100 %.

maximální výchylky „maximal excursion“ - největší vzdálenost, kterou COG vyšetřovaného urazí během testu. Tato vzdálenost může být větší než koncová výchylka. Tento parametr je vyjádřen v procentech.

3.6.4 Rytmické přenášení váhy (RWS) - Rhythmic Weight Shift

Tento test zjišťuje schopnost vyšetřovaného vychylovat COG ve dvou opačných směrech (recipročně). Schopnost akcelerace pohybu v daném směru, schopnost zpomalení a změny směru pohybu a schopnost změny rychlosti pohybu COG jsou nezbytné pro normální posturální kontrolu. Přenášení váhy se testuje ve dvou směrech, předozadním a laterolaterálním.

Test se provádí na základě biofeedbacku. Vyšetřovaný na obrazovce vidí kurzor, který představuje jeho COG. Jeho úkolem je vychylovat COG mezi dvěma body, které vidí na obrazovce jako červené linie. Vzdálenost linií je konstantní. Rytmus vychylování udává pohybující se objekt. Nejprve se objekt pohybuje pomalu, potom středně rychle a nakonec velmi rychle. Měřené parametry jsou:

On – Axis velocity – průměrná rychlost COG v daném směru ve stupních za sekundu. Vyjadřuje, jak dobře je pacient schopný udržet nastavený rytmus.

směrová kontrola „directional control“ – poměr množství pohybů k cíli a množství pohybů od cíle, udává jak přímo a hladce se pacient pohybuje mezi koncovými body.

Vyjádřeno: $(\text{množství pohybů k cíli} - \text{množství pohybů od cíle}) / \text{množství pohybů k cíli}$, vyjádřeno v %).

Zdraví jedinci jsou schopni velmi dobře následovat rychlost pohybujícího se objektu a zároveň dosáhnout požadované vzdálenosti mezi endpointy při relativně hladkých a rovných liniích pohybu. Pacienti s onemocněním, které naruší schopnost recipročního pohybu či časování pohybu (př. morbus Parkinson, cerebelární syndrom) nejsou schopni zpomalit pohyb (ataxie), zrychlit (bradykinesa), rychle změnit směr (adiadochokinesa) nebo jim nemoc znemožňuje volný pohyb v daném směru (ataxie).

3.6.5 Step up/over (SUO)

Tento test hodnotí charakteristiky motorické kontroly při výstupu a sestupu na stupínek. Vyšetřovaný stojí před stupínkem a co nejrychleji jednou nohou (A) vystoupí na stupínek, druhou (B) ho překročí a stoupne na zem za stupínek. První nohu (A) přinoží. Test se provádí 3x na pravou nohu a 3x na levou. Stupínek měl výšku 20 cm. Pokyny pro vyšetřovaného: „Po vyzvání co nejrychleji vystupte jednou nohou na stupínek, druhou nohou ho překročte, stoupněte na zem, přinožte a vyčkejte konce testu“. Měřené parametry:

dopadový index „lift-up index“ - průměr maximální dopadové síly, kterou noha (A) vystoupí na stupínek. Vyjádřeno v procentech tělesné hmotnosti.

čas pohybu „movement time“ – průměrná doba, za kterou vyšetřovaný provede celý krok přes stupínek. Stopování začíná při prvním vychýlení COG a končí v okamžiku, kdy noha poprvé dopadne na podložku. Vyjádřeno v sekundách.

dopadový index „impact index“ – průměr maximální síly, kterou noha (B) dopadne na podložku. Vyjádřeno v procentech tělesné hmotnosti.

COG překonává přední hranici LOS v průběhu přechodu přes stupínek, proto DK která vystupuje na stupínek (A) musí přejít z koncentrické kontroly (nese tělo vzhůru) na excentrickou (nese tělo dolů). Velikost dopadající síly, kterou sestupující noha (B) působí na podložku určuje excentrickou kontrolu nohy vystupující (A). Čím menší je dopadová síla, tím lepší je excentrická kontrola nohy na stupínku (A).

3.6.6 Výpad vpřed (FL) – Forward Lunge

Test hodnotí sílu, balanční schopnost, koordinaci a kontrolu pohybu v průběhu výpadu jednou nohou vpřed. Při výpadu musí vyšetřovaný rychle přenést váhu těla vpřed, dopadnout co nejdále, na přední noze rychle vystřídat excentrickou a koncentrickou aktivaci, rychle přenést váhu těla zpět a dostat se do výchozího postavení. Na každou nohu se výpad opakuje 3x. Pokyny pro vyšetřovaného: „Postavte se za čáru číslo čtyři a po zobrazení pokynu na monitoru vyrazte co nejrychleji a nejdále vpřed a poté se hned vraťte do výchozí pozice, kde setrvejte až do dokončení testu.“ Měřené parametry:

vzdálenost „distance“ – průměrná délka výpadu, vyjádřená jako procento tělesné výšky. Zkracování vzdálenosti svědčí kompenzaci instability nebo slabosti vyšetřovaného.

dopadový index „impact index“ - průměr maximální síly, kterou noha dopadne na podložku. Vyjádřeno v procentech tělesné hmotnosti. Velikost dopadové síly koreluje s excentrickou kontrolou. Čím nižší bude dopadová síla, tím lepší je kontrola excentrické kontrakce a naopak. Snížená excentrická kontrola vede ke slabosti, kloubní laxitě, sensorickému nedostatku a bolesti.

kontaktní čas „contact time“ – udává dobu, po kterou je chodidlo nohy ve výpadu v kontaktu s podložkou, vyjádřeno v sekundách. Prolongovaný čas může značit pro sensorický deficit, inkoordinaci, změnu timingu svalové aktivity nebo instabilitu.

impuls síly „force ipuls“ – je průměrná práce nohy provádějící výpad během její stojné a odrazové fáze, vyjádřena v procentech tělesné hmotnosti (síla) a sekundách (čas).

3.7 Mobilizační techniky

Pro výzkum byly použity manipulačních techniky: mobilizace prostá a mobilizace s použitím metod svalové facilitace a inhibice. Techniky nárazové manipulace (rychlý, avšak nenásilný náraz malého rozsahu z předpětí ve směru, ve kterém jsme dosáhli předpětí) jsem se snažila co nejvíce eliminovat, protože bezprostředně po nich dochází k hypermobilitě, a to je u vybraných probandů nežádoucí.

Vzhledem k tomu, že se v tomto výzkumu posuzovala posturální stabilita systému, mobilizace byly provedeny na kloubech dolních končetin, pánvi a osovém orgánu včetně žeber. Mobilizacím předcházelo orientační vyšetření rozsahů aktivních pohybů, popř. pasivních pohybů, joint play a u některých kloubů byly provedeny funkční testy (př. spine sign a fenomén předbíhání u vyšetření sakroiliakálního kloubu). Takto byly vyšetřeny všechny klouby a ty, u kterých byla zjištěna blokáda (omezení „joint play“), byly zmobilizovány.

1) Mobilizace dolních končetin (podle Lewita, 2003):

- Prsty
 - distrakce + F/ E/ ROT
- Metatarsophalageální klouby
 - distrakce + F/ E/ ROT
 - distrakce plantárním směrem
- Lisfrankův kloub
- Chopartův kloub
- Tarsometatarsální klouby
 - distrakce a třepání v leže na břicho
- Dolní hlezenní kloub
 - pohyblivost kalkaneu
 - distrakce
- Horní hlezenní kloub
 - ventrodorsální posun bércových kostí proti talu
 - trakce
- Tibiofibulární kloub
- Patela

- Kolenní kloub
 - laterolaterální pružení
 - trakce
- Kyčelní kloub
 - trakce
- Sakroiliakální kloub
 - křížový hmat, pružení v addukci
 - mobilizace dle Mojžíšové, modifikace dle Švejcara (Švejcar, ústní sdělení)

2) Mobilizace páteře (dle Lewita, 2003)

- Bederní páteř
 - mobilizace do flexe, extenze, lateroflexe
 - trakce
 - Thorakolumbální přechod
 - mobilizace do rotace
 - Hrudní páteř
 - mobilizace do flexe, extenze, rotace, lateroflexe (Kubis)
 - trakce dle Mojžíšové (Ježková, ústní sdělení)
 - Cervikothorakální přechod
 - mobilizace do lateroflexe, rotace
 - trakce dle Mojžíšové
 - Krční páteř
 - mobilizace do lateroflexe, rotace
 - trakce
 - Atlantoockcipitální skloubení
 - mobilizace do anteflexe, lateroflexe
- ## 3) Mobilizace žeber - mobilizace dle Mojžíšové (Švejcar, ústní sdělení)

3.8 Zpracování dat získaných systémem Balance Master

Pro zpracování pořízeného záznamu a tvorbu grafů byla použita aplikace Microsoft Excel. Pro statistické vyhodnocení byl použit statistický program „R“ pomocí funkce „wilcox.test“. Srovnání mezi probandy, respektive skupinami bylo zaměřeno na:

- porovnání mediánů hodnot jednotlivých testů před mobilizacemi mezi skupinou s konstituční hypermobilitou (case) a skupinou kontrolní (control) použitím Mann - Whitney U testu
- porovnání mediánů hodnot jednotlivých testů před a po mobilizacích u probandů s konstituční hypermobilitou použitím párového Wilcoxonova testu
- porovnání mediánů hodnot jednotlivých testů před a po mobilizacích u kontrolní skupiny použitím párového Wilcoxonova testu

4. Výsledky

4.1 Statistické zpracování dat stabilometrického vyšetření

V tabulkách č. 5 - 18 jsou uvedeny výsledky testů každé skupiny vyjádřené v mediánech, tedy nejčastějších hodnotách. Hodnota p ($p \leq 0,05$) vyjadřuje statistickou významnost rozdílu při oboustranné hypotéze, že:

- a) parametry naměřené u probandů s KH před mobilizacemi se nebudou rovnat parametrům naměřených u skupiny kontrolní (p_2)
- b) parametry naměřené u probandů s KH před mobilizacemi se nebudou rovnat parametrům naměřeným po mobilizacích (p_1)
- c) parametry naměřené u probandů kontrolní skupiny před mobilizacemi se nebudou rovnat parametrům naměřeným po mobilizacích (p_3)

Staticky významný rozdíl byl nalezen u testů (v tabulkách č. 5 - 18 označeny zeleně):

p_2 (Mann Whitney U - test):

1) mCTSIB: FIRM - EO ($p_2 = 0,0447$)

Výsledek: rychlost výchylek COG při otevřených očích na pevné podložce naměřená před mobilizacemi u skupiny s KH je signifikantně větší, a tedy horší, než u skupiny kontrolní. Medián hodnot parametru skupiny s KH byl 0,3 deg/sec a medián hodnot kontrolní skupiny byl 0,2 deg/sec (Tabulka 5).

2) SUO: Lift - Up Index Difference ($p_2 = 0,0124$)

Výsledek: procentuelní rozdíl dopadové síly pravé a levé DK naměřené před mobilizacemi u skupiny s KH je signifikantně vyšší, a tedy horší, než u skupiny kontrolní. Medián hodnot u skupiny s KH byl 12 % a medián hodnot skupiny kontrolní 4 % tělesné hmotnosti (Tabulka 15).

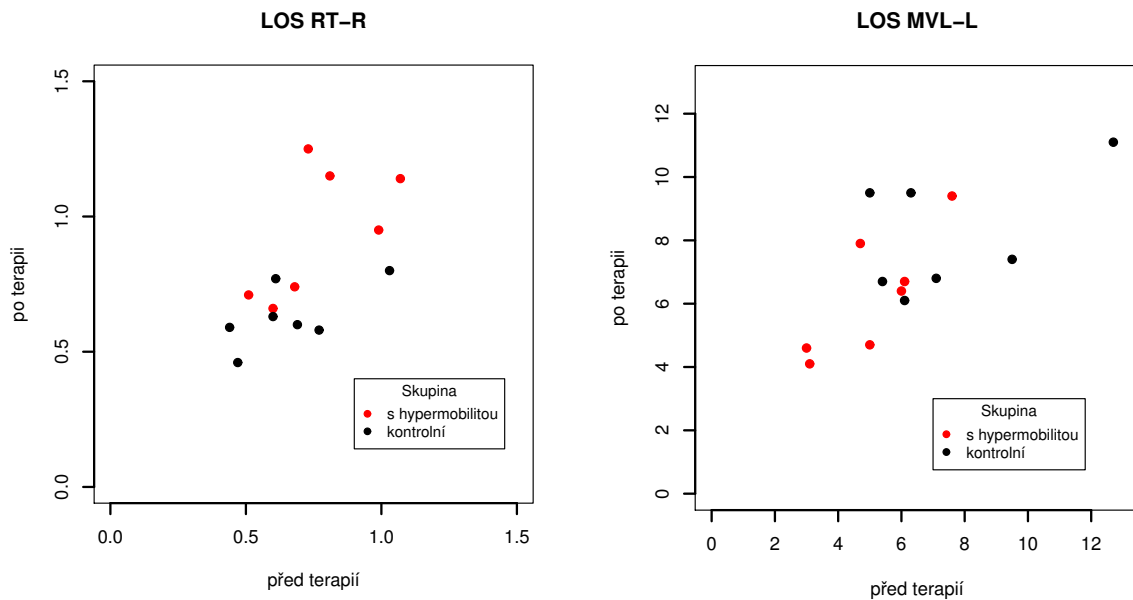
p_1 (Wilcoxon case):

1) LOS: RT - R ($p_1 = 0,0313$)

Výsledek: Reakční čas při vychýlení COG doprava naměřený po mobilizacích u skupiny s KH je signifikantně vyšší a tedy horší než před mobilizacemi. Medián hodnot před mobilizacemi byl 0,73 s, medián hodnot po terapii se zhoršil na 0,95 s a zároveň se stal patologickou hodnotou vzhledem k probandům stejného věku (Obrázek 13, Tabulka 7, 8).

2) LOS: MVL - L ($p_1 = 0,0313$)

Výsledek: průměrná rychlost pohybu COG při vychýlení doleva naměřená po mobilizacích u skupiny s KH je signifikantně vyšší, a tedy lepší, než před mobilizacemi. Medián hodnot před mobilizacemi byl 5 deg/sec, po mobilizacích se zlepšil na 6,4 deg/sec (Obrázek 14, Tabulka 7, 8).



Obrázek 13: Porovnání výsledků testu LOS, parametru RT – R před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Obrázek 14: Porovnání výsledků testu LOS, parametru MVL – L před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

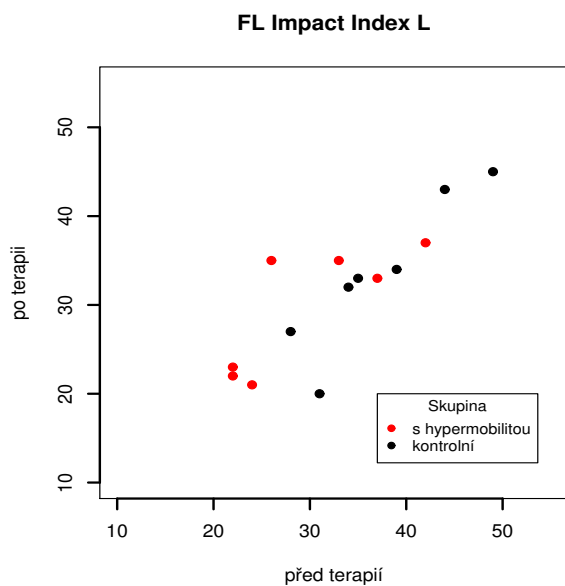
p3 = Wilcox control:

1) FL: Impact Index L ($p_3 = 0,0220$)

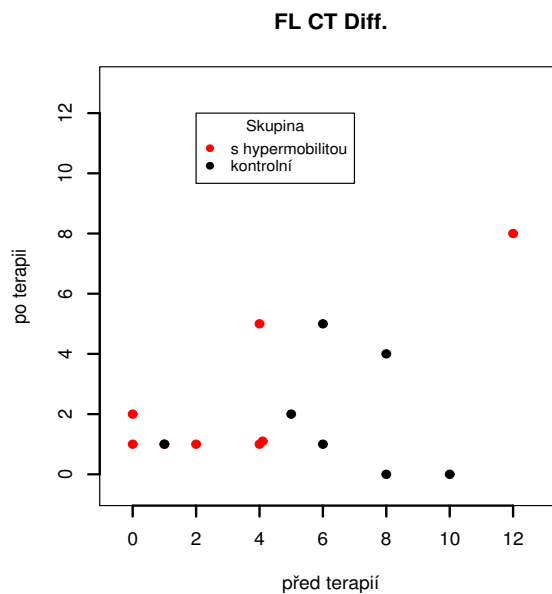
Výsledek: velikost dopadové síly LDK naměřené po mobilizacích u skupiny kontrolní je signifikantně menší, a tedy lepší, než před mobilizacemi. Medián hodnot před mobilizacemi byl 35 % tělesné hmotnosti, medián hodnot po mobilizacích se zlepšil na 33 % tělesné hmotnosti (Obrázek 15, Tabulka 17, 18).

2) FL: CT Difference ($p_3 = 0,0360$)

Výsledek: rozdíl doby kontaktu pravé a levé DK s podložkou při výpadu vpřed po mobilizacích u skupiny kontrolní je signifikantně kratší, a tedy lepší, než před mobilizacemi. Medián hodnot před mobilizacemi byl 6 %, po mobilizacích klesl na 1 % (Obrázek 16, Tabulka 17, 18).



Obrázek 15. Porovnání výsledků testu FL, parametru Impact I. L před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní



Obrázek 16. Porovnání výsledků testu FL, parametru CT Diff. před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Abnormální hodnoty mediánů vzhledem k probandům stejného věku byly nalezeny u testů (v tabulce č. 5 - 18 označeny modře):

před mobilizacemi:

Case (skupina s KH):

LOS RT - L
 LOS EPE - F
 LOS MXE - F
 RWS L/R DCL Slow
 RWS L/R DCL Mod
 RWS L/R DCL Fast
 RWS L/R DCL Comp

Control (skupina kontrolní):

LOS MXE - F
 RWS L/R DCL Slow
 RWS L/R DCL Mod
 RWS L/R DCL Fast
 RWS L/R DCL Comp
 RWS F/B DCL Mod

po mobilizacích:

LOS RT - R
 LOS EPE - F
 LOS MXE - F
 RWS L/R DCL Slow
 RWS L/R DCL Mod
 RWS L/R DCL Comp
 RWS F/B DCL Fast

LOS MXE - F
 RWS L/R DCL Slow
 RWS L/R DCL Mod
 RWS L/R DCL Fast
 RWS L/R DCL Comp

Podrobné výsledky stabilometrického vyšetření všech probandů s označením abnormálních hodnot vzhledem k probandům stejného věku jsou uvedeny v příloze č. 3

Skupina	mCTSIB - před mobilizacemi						mCTSIB - po mobilizacích					
	Mean COG Sway Velocity (deg/sec)						Mean COG Sway Velocity (deg/sec)					
	Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	Comp		Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	Comp	
medián	0,3	0,3	0,5	1,2	0,6		0,3	0,3	0,5	1,2	0,6	
SD	0,05	0,11	0,10	0,34	0,13		0,09	0,08	0,05	0,27	0,09	
p1	1,0000	0,7855	0,7656	0,0592	0,2031							
p2	0,0447	0,6330	0,9456	0,0598	0,1027							
medián	0,2	0,3	0,5	1	0,5		0,2	0,3	0,4	0,9	0,5	
SD	0,03	0,05	0,08	0,09	0,03		0,07	0,05	0,05	0,12	0,06	
p3	1,0000	0,3711	0,4076	0,7835	1,0000							

Tabulka 5. Statistické zpracování parametrů testu mCTSIB před a po mobilizacích

Skupina	ULS - před mobilizacemi						ULS - po mobilizacích					
	Mean COG Sway Velocity (deg/sec)						Mean COG Sway Velocity (deg/sec)					
	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	DLRO	DLRC	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	DLRO	DLRC
medián	0,5	1,8	0,7	1,7	13	13	0,6	1,8	0,7	2,4	8	13
SD	0,09	0,81	0,10	0,61	7,46	4,42	0,13	0,87	0,11	0,59	9,79	13,19
p1	0,2809	0,7525	0,5236	0,2463	0,2945	0,6750						
p2	0,8230	0,0537	0,1173	0,1079	0,3024	0,5220						
medián	0,5	1,2	0,6	1,5	11	7	0,5	1,3	0,7	1,6	9	14
SD	0,12	0,50	0,13	0,25	6,52	7,27	0,15	0,42	0,07	0,45	6,68	7,80
p3	0,2330	0,7330	0,1859	0,4185	0,8335	0,2041						

Tabulka 6. Statistické zpracování parametrů testu Unilateral Stance před a po mobilizacích

Skupina	LOS - před mobilizacemi													
	RT-F	RT-B	RT-R	RT-L	RT-Comp	MVL-F	MVL-B	MVL-R	MVL-L	MVL-Comp	EPE-F	EPE-B	EPE-R	
medián	0,73	0,72	0,73	0,98	0,82	3,4	3,3	4,8	5	4,3	73	75	108	
SD	0,28	0,20	0,19	0,26	0,21	1,26	0,88	2,59	1,54	1,40	10,41	15,72	13,79	
p1	0,9375	0,6875	0,0313	1,0000	1,0000	0,0585	1,0000	1,0000	0,0313	0,1755	0,9325	0,0781	0,4436	
p2	0,2238	0,2491	0,3374	0,2769	0,2496	0,4047	0,1098	0,2086	0,0730	0,1098	0,7005	1,0000	0,1079	
medián	0,55	0,6	0,61	0,57	0,59	3,5	3,7	7,9	6,3	5,8	78	72	114	
SD	0,21	0,14	0,19	0,30	0,20	2,12	0,76	1,59	2,54	1,29	10,92	15,17	7,64	
p3	0,4688	0,4461	0,6875	0,4688	1,0000	0,2969	0,5781	0,6115	0,6750	0,3972	0,9163	0,7349	0,5294	

Tabulka 7. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability před mobilizacemi

Skupina	LOS - po mobilizacích													
	RT-F	RT-B	RT-R	RT-L	RT-Comp	MVL-F	MVL-B	MVL-R	MVL-L	MVL-Comp	EPE-F	EPE-B	EPE-R	
medián	0,68	0,69	0,95	0,8	0,85	3,6	3,3	5,3	6,4	5	73	82	107	
SD	0,19	0,13	0,22	0,26	0,15	1,31	0,75	2,12	1,80	1,31	7,90	10,06	5,14	
medián	0,62	0,56	0,6	0,55	0,61	5,4	4,1	8,6	7,4	6,5	82	75	112	
SD	0,12	0,07	0,11	0,14	0,08	1,12	1,06	1,40	1,73	0,89	16,94	9,43	7,67	

Tabulka 8. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability po mobilizacích

Skupina	LOS - před mobilizacemi													
	EPE-L	EPE-Comp	MXE-F	MXE-B	MXE-R	MXE-L	MXE-Comp	DCL-F	DCL-B	DCL-R	DCL-L	DCL-Comp		
medián	100	88	81	93	114	110	98	85	82	83	84	83		
SD	7,76	7,89	12,35	12,08	7,84	8,74	5,51	4,47	8,51	3,76	3,99	3,50		
p1	1,0000	0,1755	0,6875	0,1563	0,8655	0,8125	0,6750	0,5896	0,7525	0,2008	0,4004	1,0000		
p2	1,0000	0,3045	0,4817	0,5206	0,2748	0,6077	0,4808	0,5201	1,0000	0,7974	0,1235	0,4031		
medián	104	93	84	75	117	110	100	82	80	82	81	82		
SD	6,04	5,08	9,10	12,23	5,78	4,56	4,21	6,67	6,62	5,65	7,09	3,61		
p3	0,0898	0,6716	0,5282	0,9322	0,1747	0,2945	0,8653	0,3430	0,3428	0,7344	1,0000	0,6733		

Tabulka 9. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability před mobilizacemi

Skupina	LOS - po mobilizacích													
	EPE-L	EPE-Comp	MXE-F	MXE-B	MXE-R	MXE-L	MXE-Comp	DCL-F	DCL-B	DCL-R	DCL-L	DCL-Comp		
medián	103	94	82	88	112	109	99	85	82	85	83	83		
SD	14,71	4,56	11,68	7,36	4,85	12,53	2,03	6,95	5,07	4,52	6,93	4,65		
medián	106	96	90	84	114	112	100	83	76	85	80	82		
SD	5,80	5,97	12,09	8,81	4,92	3,21	3,42	6,71	5,58	5,22	7,18	3,65		

Tabulka 10. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability po mobilizacích

Skupina	RWS - před mobilizacemi											
	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp	L/R DCL Slow	L/R DCL Mod	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp
medián	3,7	5	9,6	6,2	74	79	85	80				
SD	0,46	0,63	1,77	0,84	4,97	5,04	4,68	4,34				
p1	0,4982	1,0000	0,6721	0,8923	0,2188	0,2476	1,0000	0,1756				
p2	0,5631	0,3363	0,8981	0,5215	0,7009	0,4031	0,6964	0,4397				
medián	3,4	4,9	9,9	6,1	67	76	86	76				
SD	0,42	0,74	1,01	0,45	8,43	5,74	4,71	4,96				
p3	0,2710	0,1755	0,8125	0,5781	0,7995	0,3991	0,2945	0,6733				

Tabulka 11. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift před mobilizacemi

Skupina	RWS - po mobilizacích											
	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp	L/R DCL Slow	L/R DCL Mod	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp
medián	3,5	5,2	9,9	6,1	69	77	87	78				
SD	0,26	0,81	1,97	0,93	7,89	8,09	7,03	6,72				
medián	3,1	4,9	10,4	5,8	73	77	83	78				
SD	0,47	0,45	1,84	1,17	8,18	4,17	4,94	4,27				

Tabulka 12. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift po mobilizacích

Skupina	RWS - před mobilizacemi											
	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp	F/B DCL Slow	F/B DCL Mod	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp
medián	2,3	3	5,3	3,4	84	84	85	84				
SD	0,29	0,44	0,93	0,51	2,23	12,02	8,21	6,49				
p1	0,9325	0,4436	0,8125	0,3096	0,1077	0,4185	0,6721	0,8633				
p2	0,4758	0,4036	0,0842	0,2228	1,0000	0,6081	0,9488	0,5623				
medián	2,3	3,4	6,1	3,7	84	77	85	81				
SD	0,42	0,38	0,87	0,47	4,05	5,55	3,36	3,61				
p3	0,4974	0,5534	0,5282	0,8923	0,0739	0,0592	0,7518	0,1058				

Tabulka 13. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift před mobilizacemi

Skupina	RWS - po mobilizacích											
	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp	F/B DCL Slow	F/B DCL Mod	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp
medián	2,2	3,3	5,4	4,1	79	86	82	85				
SD	1,15	1,14	1,52	0,66	6,06	4,58	10,27	6,41				
medián	2,2	3,2	5,9	3,5	81	87	85	84				
SD	0,38	0,44	1,28	0,65	3,96	2,77	4,32	3,15				

Tabulka 14. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift po mobilizacích

Skupina	SUO - před mobilizacemi									
	Lift-Up I. L	Lift-Up I. R	Lift-Up I. Diff.	MT L	MT R	MT Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	
medián	38	50	12	1,35	1,15	6	53	64	8	
SD	9,30	14,67	4,37	0,14	0,15	4,60	12,46	17,20	7,72	
p1	0,2342	0,3750	0,2033	0,8655	0,8125	0,6715	0,2188	0,4017	0,6721	
p2	0,0545	0,6986	0,0124	0,3176	0,6544	0,5201	0,8478	0,3706	0,8462	
medián	46	50	4	1,25	1,13	6	67	51	5	
SD	6,81	3,92	3,15	0,14	0,06	4,62	14,99	16,51	7,09	
p3	1,0000	0,2918	0,6715	0,0620	0,0754	0,9325	0,5781	0,8125	1,0000	

Tabulka 15. Statistické zpracování parametrů testu Step Up Over před mobilizacemi

Skupina	SUO - po mobilizacích									
	Lift-Up I. L	Lift-Up I. R	Lift-Up I. Diff.	MT L	MT R	MT Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	
medián	43	51	9	1,29	1,19	9	68	64	9	
SD	9,30	14,67	4,37	0,14	0,15	4,60	12,46	17,20	7,72	
medián	50	50	5	1,14	1,07	5	50	50	5	
SD	6,81	3,92	3,15	0,14	0,06	4,62	14,99	16,51	7,09	

Tabulka 16. Statistické zpracování parametrů testu Step Up Over po mobilizacích

Skupina	FL - před mobilizacemi											
	Distance L	Distance R	Distance Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	CT L	CT R	CT Diff.	FI L	FI R	FI Diff.
medián	53	54	3	26	36	4	0,95	0,96	2	106	106	2
SD	4,78	5,29	1,39	7,37	7,57	5,23	0,11	0,11	3,88	12,35	10,90	2,72
p1	0,3491	0,5282	0,7855	0,8339	0,5271	0,5282	0,6115	0,3430	0,6716	0,3508	0,4982	0,5236
p2	1,0000	0,7489	0,7924	0,0963	0,4423	0,3679	0,4413	0,8477	0,0828	0,6999	0,6996	0,1539
medián	53	52	3	35	34	7	0,93	0,98	6	102	113	5
SD	7,14	5,57	1,50	6,83	8,42	6,16	0,10	0,17	2,66	10,98	16,08	3,02
p3	0,8923	0,0890	0,7330	0,0220	0,6698	0,8335	0,1275	0,1563	0,0360	0,1747	0,1563	0,1052

Tabulka 17. Statistické zpracování parametrů testu Forward Lunge před mobilizacemi

Skupina	FL - po mobilizacích											
	Distance L	Distance R	Distance Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	CT L	CT R	CT Diff.	FI L	FI R	FI Diff.
medián	54	57	3	33	32	5	0,95	0,96	1	104	110	2
SD	4,21	4,81	1,68	6,54	8,85	2,19	0,10	0,13	2,55	10,81	10,78	2,17
medián	51	53	3	33	33	7	0,92	0,93	1	99	101	1
SD	5,99	5,22	1,46	8,02	7,91	3,57	0,08	0,08	1,81	7,80	6,16	1,48

Tabulka 18. Statistické zpracování parametrů testu Forward Lunge po mobilizacích

4.2 Výsledky vyšetření kloubních blokád

V tabulce jsou v přehledu uvedeny segmenty, které se mobilizovaly. „Počet“ vyjadřuje počet přítomných blokád daného segmentu ve skupině (bez rozdílu strany či směru blokády) a „procenta“ jejich procentuální zastoupení ve skupině. Vše je pro lepší přehlednost vyjádřeno graficky. Podrobné výsledky mobilizací jsou uvedeny v příloze č. 2.

Mobilizované segmenty		Skupiny	
		KH	KS
Prsty	počet	1	2
	procenta	14%	29%
MTP kl.	počet	5	4
	procenta	71%	57%
Lisfrankův kl.	počet	3	4
	procenta	43%	57%
Chopartův kl.	počet	5	2
	procenta	71%	29%
TMT klouby	počet	3	1
	procenta	43%	14%
Dolní hlezenní kl.	počet	2	3
	procenta	29%	43%
Horní hlezenní kl.	počet	5	4
	procenta	71%	57%
Tibiofibulární kl.	počet	5	2
	procenta	71%	29%
Patela	počet	2	2
	procenta	29%	29%
Kolenní kloub	počet	3	2
	procenta	43%	29%
Kyčelní kloub	počet	0	0
	procenta	0%	0%
SI kloub	počet	5	6
	procenta	71%	86%
Lp	počet	3	2
	procenta	43%	29%
Th/Lp	počet	5	4
	procenta	71%	57%
Thp			
Thp do rotace	počet	6	3
	procenta	86%	43%
Thp do flexe	počet	5	4
	procenta	71%	57%
Thp do extenze	počet	4	1
	procenta	57%	14%
Thp do lateroflexe	počet	5	4
	procenta	71%	57%
C/Thp	počet	4	3
	procenta	57%	43%

Tabulka 19. Výsledky mobilizací

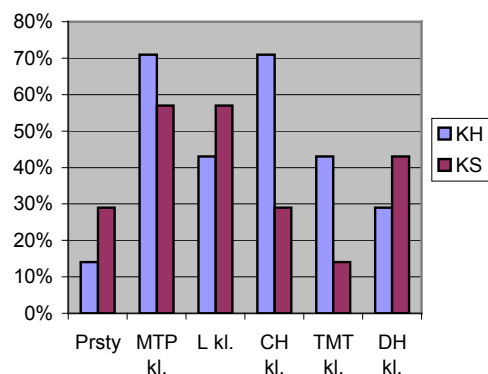
KH = skupina s konstituční hypermobilitou

KS = kontrolní skupina

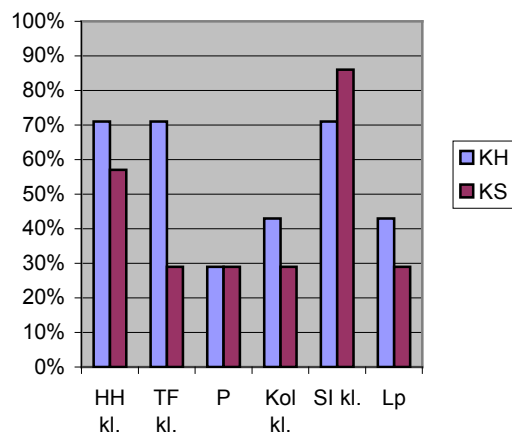
MTP kl. = metatarsoflangeální kl

TMT kl. = tarsometatarsální klouby

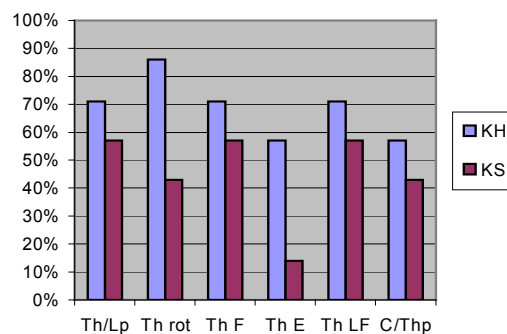
SI kloub = sakroiliakální kloub



Obrázek 17. Výsledky mobilizací



Obrázek 18. Výsledky mobilizací

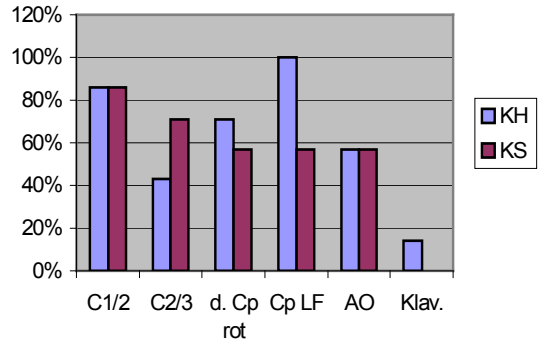
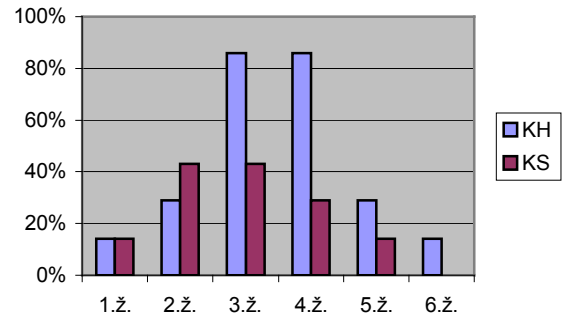


Obrázek 19. Výsledky mobilizací

Mobilizované segmenty		Skupiny	
		KH	KS
Cp			
C1/C2	počet	6	6
	procenta	86%	86%
C2/C3	počet	3	5
	procenta	43%	71%
dolní Cp	počet	5	4
	procenta	71%	57%
Cp do lateroflexe	počet	7	4
	procenta	100%	57%
AO	počet	4	4
	procenta	57%	57%
klavikula	počet	1	0
	procenta	14%	0%
1. žebro	počet	1	1
	procenta	14%	14%
2. žebro	počet	2	3
	procenta	29%	43%
3. žebro	počet	6	3
	procenta	86%	43%
4. žebro	počet	6	2
	procenta	86%	29%
5. žebro	počet	2	1
	procenta	29%	14%
6. žebro	počet	1	0
	procenta	14%	0%
7. žebro	počet	0	0
	procenta	0%	0%

Tabulka 20. Výsledky mobilizací - pokračování

AO = atlantookcipitální skloubení

**Obrázek 20. Výsledky mobilizací****Obrázek 21. Výsledky mobilizací**

5 Kazuistiky

Pro kazuistiky byl vybrán jeden proband jako zástupce skupiny s konstituční hypermobilitou a jeden proband jako zástupce kontrolní skupiny. Před terapií byl proveden kineziologický rozbor, vyšetření svalových spasmů a jejich řetězení, vyšetření kloubních blokády a rozsahů pohybu. Kontrolní orientační vyšetření bylo provedeno také po terapii a dále následující 4 dny. Stabilometrické vyšetření se současným předložením dotazníku bolesti dle Melzacka bylo provedeno stejně jako orientační vyšetření a navíc po týdnu a po dvou týdnech od terapie. Celkem tedy bylo měřeno 8x (z toho 2x první den - před a po terapii).

KAZUISTIKA č. 1

Proband, žena, K. J., 24 let

Pacientka byla vybrána jako běžný populační vzorek žen ve věku mezi 20-30 lety s konstituční hypermobilitou.

Anamnéza

OA: závažnější onemocnění 0

úrazy – ruptura LCA vpravo, luxace pately vlevo (2000)

operace – plastika LCA vpravo (2002)

SA: studentka

Sportovní A: poslední tři měsíce horolezectví 4 hodiny/týden

FA, AA: nejuje

Kineziologický rozbor

aspekce:

rotace hlavy doprava, asymetrie ramen, pravé výš, asymetrie lopatek – pravá výš, odstává mediální hrana a dolní úhel lopatky bilaterálně, abdukce lopatky vpravo, hypertonie šijových svalů vpravo, asymetrie thorakobrachiálních trojúhelníků, diastáza břišních svalů (1cm), shift pánve doprava, mírná vnitřní rotace kyč. kloubů bilat., vysoký stav patelly bilat., pes planus bilat., pravá více, hallux valgus bilat., více vpravo, valgozita pat bilat., hypertonus m. erector spinae v celé délce páteře, nejvíce v oblasti Th/Lp, mírný předsun hlavy, protrakce ramen, zvětšená hrudní kyfóza, kompenzačně zvětšená bederní lordóza, anteverze pánve, rekurvace kolenních kloubů.

palpace - zvýšené napětí:

PDK: flexorů prstů a chodidla ve střední čáře, m. triceps surae, ischiokrurální svaly na laterální straně, adduktory kyčle mediálně, m. iliopsoas

LDK: flexorů prstů a chodidla ve střední čáře, ischiokrurální svaly na laterální straně, TRP m. piriformis, adduktory kyčle mediálně, m. iliopsoas

trup a hlava: m. quadratus lumborum vlevo, m. erector spinae v oblasti Th/Lp a dolní Thp více vlevo, m. rectus abdominis – horní porce bilat., mm. obliqui interni, m. pectoralis major bilat., m. sternocleidomastoideus vpravo, m. scalenus anterior et medius vpravo, m. trapezius horní část – zvýšené napětí vpravo, m. levator scapulae bilaterálně

úponová bolest: proc. xiphoideus, symfýza, angulus costae 3. a 4. žebra vpravo

kloubní dysfunkce: snížená joint play: distální interfalangeální kloub I. a III. prstu nohy vpravo, metatarsofalangeální kloub I. a IV. prstu nohy vlevo, Chopartův kloub vlevo, horní hlezenní kloub vlevo, blokáda SI vpravo, blokáda L3/4 do extenze, snížené pružení střední THp, blok Th 4-6, C/Thp přechodu, omezení rotace Cp vlevo, omezení dolní Cp do LF vpravo, blokáda 3. a 4. žebra vpravo

dynamické vyšetření

- Trendelenburg – bez poklesu pánve, zvýšení bederní lordózy a aktivity vzpřimovače v bederní a thorakolumbální oblasti
- Véleho test – pozitivní, asymetrie odpovědi, nižší odpověď vpravo
- Vyšetření hlubokého stabilizačního systému:
 - test předklonu hlavy – diastáza břišních svalů (šířka 0,5 - 1 cm), hrudník migruje kraniálně, umbilicus směřuje kraniálně, spodní žebra odstávají laterálně
 - extenze trupu – výrazná hypertonie paravertebrálních svalů v celém rozsahu páteře, nejvýraznější v oblasti bederního a hrudního vzpřimovače
- chůze: výraznější zatížení levé DK, akra DK se ve stejné fázi odvíjejí přes mediální hrany chodidel, pravá DK ve stejné fázi vtáčena do vnitřní rotace v kyčli, pravý kolenní kloub vpadává do valgozity, oslabený m. vastus medialis, patelly hledí mediálně, omezené rotace trupu, nahrazuje pohybem do lateroflexe trupu s linií lomu v Th/L přechodu, větší souhyb levé HK

čítí

hluboké: polohocit, pohybovit v normě

povrchové: v normě

Mozečkové příznaky:

Mozečkové příznaky	
Adiadochokineza HKK	-
Adiadochokineza jazyka	-
Ataxie - prst na nos	-
Ataxie - pata na koleno	-
Stewartova-Holmesova zkouška	-
Konstituční hypermobilita	-
Pasivita reflexu m. triceps surae	-
Porucha izolovaných pohybů očí vůči hlavě	-

Beighton score: 9/9

Beighton score			
	pravá		levá
1. hyperextenze V. metakarpophalangeálního kloubu $\geq 10^\circ$	1		1
2. opozice palce s volární flexí s dotykem na předloktí	1		1
3. hyperextenze loketních kloubů $\geq 10^\circ$	1		1
4. hyperextenze kolenních kloubů $\geq 10^\circ$	1		1
5. položit ruce na zem při extenzi kolenních kloubů - Thomayer		1	
	Total	9	

Vedlejší kritéria dle Beightona:

Vedlejší kritéria			
1. Beighton score $\leq 3/9$			1
2. Bolest 1-3 kloubů nebo bolest zad nebo spondylolýza, spondylolýstéza			0
3. Dislokace více než jednoho kloubu nebo opakovaná jednoho kloubu			1
4. Nejméně tři léze měkkých tkání (epikondylitidy, tenosynovitidy, bursitidy)			0
5. Tvar těla odpovídající Marfanově syndromu (vysoký, hubený, rozpětí HKK > výška, arachnodaktylie)			0
6. Kožní strie, hyperextensibilita kůže, abnormální jizvení			1
7. Pokleslá oční víčka, myopie			1
8. Křečové žíly nebo hernie nebo rektální/děložní prolaps			0

1. den**Dotazník bolesti dle Melzacka před mobilizacemi:**

Probandka subjektivně udává bolest citlivou na dotek mírné intenzity v oblasti obou předních stehenních svalů s úponovou bolestí na symfýze, dále bolestivost pravého ramene a oblasti levého Th/L vzpřimovače. Na subjektivní škále bolesti označila mírnou intenzitu jako 25 mm ze 100 mm, což je 25 % nejsilnější možné bolesti.

Vyšetření po mobilizacích:

Probandka se cítila dobře, přetrvávala bolest v oblasti stehen, ale byla mírnější, s dominancí vpravo. Objevila se bolest pravého kotníku. Typ bolesti určila jako tupou, přetrvávající, citlivou na dotek mírné intenzity (20 mm ze 100 mm, tj. 20 % nejsilnější možné bolesti).

2. den

Vyšetření:

- subjektivně přetrvává bolest m. erector spinae Thp/Lp, šijových svalů symetricky, zvýšené napětí krátkých flexorů nohy mediálně vpravo. Typ bolesti: citlivá na dotek, na plantě bodavá mírné intenzity (22 mm ze 100 mm, 22 % max. možné bolesti)
- objektivně zvýšené napětí m. triceps surae ve střední čáře vpravo, adduktory a flexory kyčle více vpravo, m. rectus abdominis, omezená rotace Cp doleva, lateroflexe Thp doleva, zvýšené napětí šijových svalů bilat.- více vpravo, blokáda SI vpravo.

3. den

Vyšetření:

- subjektivně bolest šijových svalů, stehenních svalů (8mm ze 100 mm, tj. 8 % max. bolesti)
- rotace Cp již symetrické, zvýšené napětí m. trapezius a m. levator scapulae vpravo, m. rectus abdominis – horní porce bilat., blokáda SI vpravo ustoupila, zvýšené napětí flexorů kyčle vpravo.

4. den

Vyšetření:

- bolest - 0
- přetrvává hypertonie šijových svalů, m. rectus abdominis, omezená rotace Cp doleva, blokáda C1/C2.

5. den

Vyšetření:

- bolest - 0
- omezená rotace Thp a Cp doprava, blokáda C1/C2 do rotace, hypertonie šijových svalů, m. rectus abdominis – horní porce bilat., blokáda SI vpravo, zvýšený tonus m. piriformis vpravo.

Výsledky stabilometrického vyšetření:

V tabulkách jsou uvedeny výsledky všech osmi měření u každého testu:

Měření	č. 1- před mobilizacemi	č. 5 – čtvrtý den
	č. 2 - po mobilizacích	č. 6 – pátý den
	č. 3 - druhý den	č. 7 – osmý den (týden po mobilizacích)
	č. 4 - třetí den	č. 8 – patnáctý den (dva týdny pomobilizací)

Červené pole označuje patologickou hodnotu parametru vzhledem k probandům stejného věku. Červené číslo v poli označuje zhoršení parametru vzhledem k prvnímu měření (před mobilizacemi).

č. měření	Měřené parametry (Mean COG sway velocity- deg/sec.)				
	Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	COMP
1. před Mo	0,3	0,2	0,4	0,8	0,4
2. po Mo	0,1	0,2	0,5	0,8	0,4
3. druhý den	0,3	0,3	0,4	0,9	0,5
4. třetí den	0,3	0,4	0,5	1,1	0,6
5. čtvrtý den	0,2	0,3	0,6	1	0,5
6. pátý den	0,2	0,3	0,5	0,9	0,5
7. osmý den	0,2	0,3	0,4	0,9	0,5
8. patnáctý den	0,3	0,3	0,5	1	0,5
průměr	0,2	0,3	0,5	0,9	0,5

Tabulka 21. Výsledky testu mCTSIB (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry (Mean COG sway velocity - deg/sec)				
	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	COMP
1. před Mo	0,7	1,3	0,9	1,7	1,2
2. po Mo	0,7	1,4	0,9	1,8	1,2
3. druhý den	0,8	1,7	0,9	2,1	1,4
4. třetí den	0,7	1,8	0,8	2	1,3
5. čtvrtý den	0,8	1,9	0,9	1,8	1,4
6. pátý den	0,9	1,6	1,1	1,7	1,3
7. osmý den	0,7	2,3	0,9	2,3	1,6
8. patnáctý den	0,7	1,9	0,9	3	1,6
průměr	0,8	1,7	0,9	2	1,4

Tabulka 22. Výsledky testu Unilateral Stance (Mo = mobilizace)

Pozn. pády: měření č. 1, L-EC, 2. pokus

měření č. 2, L-EC, 1. pokus

měření č. 3, L-EC, 1. pokus

měření č. 6, R-EC, 1. + 2. pokus

č. měření	Měřené parametry				
	RT Comp	MVL Comp	EPE Comp	MXE Comp	DCL Comp
1. před Mo	0,79	4,3	102	107	87
2. po Mo	1,11	3,5	97	99	89
3. druhý den	0,98	4,2	99	101	89
4. třetí den	0,88	5,4	85	101	90
5. čtvrtý den	1,01	5,3	100	102	88
6. pátý den	1	4,3	86	99	84
7. osmý den	0,93	4,8	89	99	87
8. patnáctý den	1,16	3,4	93	100	89
průměr	1	4	94	101	88

Tabulka 23. Výsledky testu Limits of Stability (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry			
	L/R O-AV Comp	L/R DCL Comp	F/B O-A V Comp	F/B DCL Comp
1. před Mo	6,2	78	3,8	83
2. po Mo	6,1	78	4,3	85
3. druhý den	5,6	77	3,3	85
4. třetí den	6,2	79	3,9	85
5. čtvrtý den	6	77	3,6	84
6. pátý den	6	75	3,5	87
7. osmý den	7,1	78	4,2	87
8. patnáctý den	5,6	73	3,3	87
průměr	6,1	77	3,7	85

Tabulka 24. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry					
	Lift-up I. L	Lift-up I. R	MT L	MT R	Impact I. L	Impact I. R
1. před Mo	56	76	1,35	1,01	61	61
2. po Mo	59	68	1,46	1,2	72	60
3. druhý den	53	64	1,1	1,04	63	50
4. třetí den	58	60	1,06	1,1	56	57
5. čtvrtý den	55	71	1,18	1,07	59	71
6. pátý den	53	66	1,24	1,1	70	77
7. osmý den	54	59	1,1	1,1	72	69
8. patnáctý den	46	59	1,18	1,18	68	77
průměr	54	65	1,3	1,1	65	65

Tabulka 25. Výsledky testu Step Up Over (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry							
	D L	D R	Impact I. L	Impact I. R	CT L	CT R	FI L	FI R
1. před Mo	50	48	22	24	0,95	1,02	97	106
2. po Mo	51	48	23	20	0,96	1,07	98	110
3. druhý den	48	47	19	20	0,96	1,06	99	110
4. třetí den	48	49	24	22	0,85	1	90	104
5. čtvrtý den	51	51	22	23	0,93	0,97	98	102
6. pátý den	48	47	18	20	1	0,95	102	100
7. osmý den	50	52	13	21	1,2	1,03	121	108
8. patnáctý den	52	53	15	19	1,05	1,02	108	107
průměr	50	49	19,5	21	0,99	1,01	102	106

Tabulka 26. Výsledky testu Forward Lunge (Mo = mobilizace)

Závěr

Probandka byla vybrána jako zástupce skupiny s konstituční hypermobilitou. Její Beighton score je 9/9 a nejsou u ní zjištěny příznaky mozečkové dysfunkce.

U probandky je na základě aspekce patrné typické ochablé držení se zvýrazněním páteřních křivek, předsunem hlavy, anteverzí pánve, rekurvací kolenních kloubů a plochonožím. Rigidní Th kyfoza je kompenzována hypermobilními přechodovými segmenty C/Thp a Th/Lp. Při dynamickém vyšetření byla zhoršená stabilita kolenních kloubů (vpadávaly do valgozity) a pánve ve stojné fázi krokového cyklu a omezená rotabilita páteře při chůzi.

Dále jsem zjistila insuficienci hlubokého stabilizačního systému s diastázou (1 cm) a přetížením horní porce m. rectus abdominis bilat. a výrazným oboustranným přetížením m. erector trunci v oblasti hrudní i bederní páteře.

Palpačně bylo zjištěno zvýšené svalové napětí na adduktorech kyčleních kloubů bilat., m. iliopsoas bilat., dále na horní porci m. rectus abdominis bilat. s úponovou bolestí na proc. xyphoideus, m. quadratus lumborum vlevo, m. erector spinae v celém rozsahu páteře, zejména v hrudní a bederní oblasti více vlevo, dále zvýšený tonus povrchových flexorů krku, horních fixátorů lopatek bilat. s trigger pointem v horní části m. trapezius vpravo a subokcipitálních svalů bilat.

Kromě drobných kloubních blokády na akrech dolních končetin jsem zjistila blokádu SI vpravo, blokádu bederní páteře do extenze a střední hrudní páteře v oblasti Th 4-6, blokádu 3. a 4.žebra vpravo, omezenou rotaci krční páteře vlevo s omezenou lateroflexí doleva.

Podle dotazníku bolesti dle Melzacka, při prvním vyšetření probandka subjektivně udávala bolest citlivou na dotek mírné intenzity zejména v oblasti obou předních

stehenních svalů s úponovou bolestí na symfýze, dále bolestivost v oblasti levého Th/L vzpřimovače. Na subjektivní škále bolesti označila mírnou intenzitu jako 25 mm ze 100 mm, což je 25 % nejsilnější možné bolesti. Druhý den bolest vzrostla a objevila se navíc bolestivost v subokcipitální oblasti. Třetí den se bolest zmírnila na 8 %, čtvrtý a pátý den byla bez bolesti.

Probandka spadla při testu Unilateral Stance a to 3x při stoji na levé DK a 2x při stoji na pravé DK, obojí při zavřených očích a extendovaných kolenních kloubech. Probandka výrazně více používala kotníkovou i kyčelní strategii a více zapojovala horní končetiny ke kompenzaci výchylek a udržení rovnováhy ve srovnání s porbandkou bez KH. Samotné výchylky COG byly výraznější než u probandky bez KH, avšak většina stále ve fyziologických hodnotách.

Celkem bylo naměřeno 14 patologických hodnot, a to u testů:

US R – EO (měření č. 6)
LOS RT – Comp (měření č. 3, 5, 6, 7, 8)
RWS L/R DC Comp (měření č. 1 - 8)

Dále uvádím přehled naměřených hodnot a hodnot patologických vzhledem k probandům stejného věku:

1) mCTSIB

Hodnoty rychlosti výchylek COG se po mobilizacích výrazně nezměnily. Avšak v dalších měřeních se v průměru zhoršily o 0,1 deg/sec oproti prvnímu měření. Výjimkou byl pouze stoj na pevné podložce s otevřenýma očima (Firm-EO), kdy se rychlost výchylek v průměru snížila o 0,1 deg/sec oproti prvnímu měření.

2) Unilateral Stance

Rychlosti výchylek COG se po mobilizacích výrazně nezměnily. Průměr hodnot zbývajících 7 měření byl však u všech testů větší, tedy horší, než při prvním měření. Při stoji se zavřenýma očima na PDK i LDK bylo zhoršení u všech měření (LDK v průměru o 0,6 s, PDK o 0,3 s) oproti prvnímu měření. Přitom rychlost výchylek COG byla při stoji na PDK větší než an LDK. To by korelovalo se zhoršenou stabilizační funkcí pravého kolenního kloubu v důsledku úrazu a operace LCA.

3) Limits of Stability

Průměrný reakční čas do všech směrů (RT Comp) byl u všech měření vždy delší (v průměru o 0,21 s) než u prvního měření (před terapií), z toho 5x v patologických hodnotách (č. měření - 3, 5, 6, 7, 8). Stejně tak se i snížila průměrná rychlost pohybu (MVL Comp), a to v průměru o 0,7 deg/sec oproti prvnímu měření.

Zhoršily se i průměrné koncové a maximální výchylky: EPE Comp (v průměru o 8 % LOS) a MXE Comp (v průměru o 6 % LOS) vzhledem k prvnímu měření, ale stále byly ve fyziologických hodnotách. Směrová kontrola (DCL Comp) se výrazně nezměnila.

4) Rhythmic Weight Shift

U testu R/L DCL, hodnotící směrovou kontrolu při vychýlení těžiště v laterolaterálním směru při různých rychlostech, byla průměrná směrová kontrola (DCL Comp) vždy v patologických hodnotách u všech měření a v průměru o 1% horší než u prvního měření. Ostatní parametry se výrazně nezměnily.

5) Step Up Over

Velikost dopadové síly DKK při výstupu na stupínek (Lift-up I.) byla u obou DKK v průměru menší a tedy horší oproti prvnímu měření (PDK o 2 %, LDK o 11 % tělesné váhy). Stejně tak se zhoršila i dopadová síla obou DKK při sestupu ze stupínku (Impact Index), která se v průměru zvýšila o 4 % tělesné váhy.

6) Forward Lunge

Impact I. obou DKK byl v celkovém průměru menší (LDK o 2,5 %, PDK o 3 % tělesné váhy) a tedy lepší oproti prvnímu měření.

KAZUISTIKA č. 2

Proband, žena, Z. H., 26 let

Pacientka byla vybrána jako běžný populační vzorek žen ve věku mezi 20-30 lety bez přítomnosti konstituční hypermobility.

Anamnéza

OA: závažnější onemocnění 0, operace 0, úrazy 0

SA: studentka vysoké školy

Sportovní A: plavání s monoploutví 4-5 hodin/týdně

Jiná onemocnění: femoropatellární syndrom bilat., více vpravo

FA: léky na astma bronchiale

AA: neguje

Kineziologický rozbor

aspekce:

- rotace hlavy doprava, asymetrie ramen, levé výš, hypertonie šíjových svalů bilaterálně, asymetrie thorakobrachiálních trojúhelníků, hypertonus m. erector v oblasti Th/Lp, šikmá pánev, levá s.i.p.s. výš, asymetrie gluteálních rýh, levá výš, pravá DK držena v ZR v kyč. kloubu, mírná hypotrofie m. vastus medialis vpravo

palpace - zvýšené napětí:

PDK: flexorů prstů a chodidla ve střední čáře, m. triceps surae mediálně, ischiokrurální svaly ve střední čáře, TRP m. piriformis, adduktory kyčle mediálně

LDK: flexorů prstů a chodidla ve střední čáře, m. triceps surae laterálně, ischiokrurální svaly ve střední čáře, m. tibialis anterior

trup a hlava: m. quadratus lumborum vpravo, m. erector spinae v oblasti Th/Lp, m. rectus abdominis – horní porce bilat., m. iliopsoas - více vlevo, mm. pectorales bilaterálně, m. sternocleidomastoideus vpravo, m. scalenus anterior et medius vpravo, m. trapezius - zvýšené napětí vlevo, trigger point vpravo, m. levator scapulae vpravo, subokcipitální svaly vpravo.

úponová bolest: úpon krátkých flexorů nohy na calcaneu bilaterálně, proc. xyphoideus, linea nuchae, sternokostální spojení horních žebere a angulus costae horních žebere bilaterálně.

kloubní dysfunkce: snížená joint play: Lisfrankův a Chopartův kloub vpravo, horní i dolní hlezenní kloub vpravo, pravá patella – lateralizace, blokáda SI vpravo, snížené

pružení L4/L5, L5/S1 a střední Thp, blok Th5, C/Th, omezení rotace Cp vpravo, blokáda hlavových kloubů, blokáda horních žeber (2.,3. bilat).

dynamické vyšetření

- Trendelenburg – pozitivní vpravo, zvýšená lordóza v Th/Lp
- Véleho test – pozitivní, asymetrie odpovědi, nižší odpověď vpravo (nižší příčná klenba)
- Vyšetření hlubokého stabilizačního systému
 - test předklonu hlavu – bez migrace hrudníku kraniálně, spodní žebra bez lateralizace, umbilicus bez migrace, hledí ventrálně
 - extenze trupu – mírný hypertonus bederního vzpřimovače bilat.
- chůze: výraznější zatížení pravé DK, lateroflexe trupu doprava, snížená rotace trupu, nahrazuje pohybem do lateroflexe, zešíkmení pánve vpravo kraniálně, větší exkurze pravé HK do flexe i extenze, asymetrie ramen – pravé kraniálně.

čítí

hluboké: polohocit, pohybovit v normě

povrchové: v normě

Mozečkové příznaky:

Mozečkové příznaky	
Adiadochokineza HKK	+
Adiadochokineza jazyka	-
Ataxie - prst na nos	-
Ataxie - pata na koleno	-
Stewartova-Holmesova zkouška	-
Konstituční hypermobilita	-
Pasivita reflexu m. triceps surae	-
Porucha izolovaných pohybů očí vůči hlavě	-

Beighton score: 3/9

Beighton score			
	pravá		levá
1. hyperextenze V. metakarpophalangeálního kloubu $\geq 10^\circ$	1		1
2. opozice palce s volární flexí s dotykem na předloktí	0		0
3. hyperextenze loketních kloubů $\geq 10^\circ$	0		0
4. hyperextenze kolenních kloubů $\geq 10^\circ$	0		0
5. položit ruce na zem při extenzi kolenních kloubů - Thomayer		1	
	Total	3	

Vedlejší kritéria dle Beightona:

Vedlejší kritéria				
1. Beighton score $\leq 3/9$				1
2. Bolest 1-3 kloubů nebo bolest zad nebo spondylolýza, spondylolýstéza				0
3. Dislokace více než jednoho kloubu nebo opakovaná jednoho kloubu				0
4. Nejméně tři léze měkkých tkání (epikondylitidy, tenosynovitidy, bursitidy)				0
5. Tvar těla odpovídající Marfanově syndromu (vysoký, hubený, rozpětí HKK > výška, arachnodaktylie)				0
6. Kožní strie, hyperextensibilita kůže, abnormální jizvení				0
7. Pokleslá oční víčka, myopie				0
8. Křečové žíly nebo hernie nebo rektální/děložní prolaps				0

1. den

Dotazník bolesti dle Melzacka před mobilizacemi:

Probandka subjektivně udává tupou, přetrvávající bolest mírné intenzity v oblasti hlavových kloubů. Na subjektivní škále bolesti onačila mírnou intenzitu jako 4 mm ze 100 mm, což jsou 4 % nejsilnější možné bolesti.

Vyšetření po mobilizacích:

Probandka se cítila dobře, necítila žádnou bolest, zvětšení rozsahu krční páteře do rotace vpravo.

2. den

- bolest 0

- blokáda SI vpravo odstraněna, zvýšené napětí v adduktorech kyčle a m. piriformis mírně přetrvává, omezení rotace Cp přetrvává – zejména C1/C2, C2/C3, zvýšený tonus m. erector spinae v oblasti Th/L

3. den

- bolest 0

- rotace Cp již symetrické, zvýšené napětí m. trapezius a m. levator scapulae vpravo, blokáda 2. žebra bilaterálně

4. den

- bolest pravého kolena po tréninku předchozí den, Cp i SI bez nálezu, normalizace napětí krátkých extenzorů šíje

5. den

- bolest pravého kolena

- zvýšené napětí šíjových svalů a krátkých extenzorů šíje, flexorů kyč. kloubu vpravo

Výsledky stabilometrického vyšetření:

č. měření	Měřené parametry (Mean COG sway velocity- deg/sec.)				
	Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	COMP
1. před Mo	0,2	0,3	0,5	1	0,5
2. po Mo	0,2	0,3	0,4	0,9	0,5
3. druhý den	0,2	0,3	0,3	0,9	0,4
4. třetí den	0,2	0,4	0,4	1,1	0,5
5. čtvrtý den	0,2	0,2	0,4	0,8	0,4
6. pátý den	0,2	0,2	0,4	0,8	0,4
7. osmý den	0,1	0,2	0,3	1	0,4
8. patnáctý den	0,1	0,2	0,3	0,7	0,3
průměr	0,2	0,3	0,4	0,9	0,4

Tabulka 27. Výsledky testu mCTSIB (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry (Mean COG sway velocity - deg/sec)				
	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	COMP
1. před Mo	0,5	1,2	0,5	1,2	0,8
2. po Mo	0,5	1,4	0,7	2,2	1,2
3. druhý den	0,4	1,4	0,6	1,7	1
4. třetí den	0,4	1,2	0,6	2	1
5. čtvrtý den	0,3	0,8	0,5	1,3	0,7
6. pátý den	0,3	1,2	0,6	1,8	1
7. osmý den	0,4	1,5	0,7	1,5	1
8. patnáctý den	0,3	1,6	0,5	1,5	1
průměr	0,4	1,3	0,6	1,7	1

Tabulka 28. Výsledky testu Unilateral Stance (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry				
	RT Comp	MVL Comp	EPE Comp	MXE Comp	DCL Comp
1. před Mo	0,46	8,1	97	102	81
2. po Mo	0,49	7,8	98	99	80
3. druhý den	0,5	8,2	98	102	82
4. třetí den	0,63	6,5	105	108	87
5. čtvrtý den	0,52	8,4	98	100	87
6. pátý den	0,8	5,9	102	103	86
7. osmý den	0,65	6,1	99	101	83
8. patnáctý den	0,68	5,9	99	99	85
průměr	0,59	7,1	100	102	84

Tabulka 29. Výsledky testu Limits of Stability (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry			
	L/R O-AV Comp	L/R DCL Comp	F/B O-A V Comp	F/B DCL Comp
1. před Mo	6,3	89	4,8	88
2. po Mo	6,5	83	4,8	87
3. druhý den	6	82	4,9	88
4. třetí den	6,2	84	4,6	87
5. čtvrtý den	6,1	81	4,5	89
6. pátý den	6,2	83	4,6	89
7. osmý den	6,3	85	4,5	89
8. patnáctý den	6,3	77	4,5	93
průměr	6,2	83	4,7	89

Tabulka 30. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry					
	Lift-up I. L	Lift-up I. R	MT L	MT R	Impact I. L	Impact I. R
1. před Mo	55	50	1,21	1,21	75	47
2. po Mo	43	50	1,26	1,15	50	50
3. druhý den	44	51	1,16	1,19	60	41
4. třetí den	45	43	1,27	1,17	40	36
5. čtvrtý den	49	55	1,22	1,08	52	36
6. pátý den	44	47	1,13	1,05	51	50
7. osmý den	43	44	1,22	1,15	55	34
8. patnáctý den	49	57	1,04	1,04	62	51
průměr	47	50	1,19	1,13	56	43

Tabulka 31. Výsledky testu Step Up Over (Mo = mobilizace)

č. měření	Měřené parametry							
	D L	D R	Impact I. L	Impact I. R	CTL	CTR	FI L	FI R
1. před Mo	64	60	49	42	0,99	0,98	115	114
2. po Mo	64	63	45	39	0,92	0,93	109	111
3. druhý den	64	64	29	38	1,03	0,97	114	115
4. třetí den	63	62	32	36	1	0,97	113	114
5. čtvrtý den	64	64	36	34	0,92	0,94	104	110
6. pátý den	66	63	42	38	0,9	0,9	105	107
7. osmý den	63	62	42	36	0,93	0,95	107	111
8. patnáctý den	67	66	58	47	0,84	0,85	101	102
průměr	64	63	42	39	0,94	0,94	109	111

Tabulka 32. Výsledky testu Forward Lunge (Mo = mobilizace)

Závěr

Aspekci jsem zjistila asymetrii v oblasti ramen (pravé výš), šikmou pánev (pravá výš) s asymetrií gluteálních rýh. Postavení pravé dolní končetiny je více v zevní rotaci s oslabením m. vastus medialis. Při chůzi má probandka omezenou rotabilitu trupu s kompenzací do lateroflexe, více zatěžuje pravou dolní končetinu, která při stojné fázi mírně vpadává do valgozity a je pozitivní Trendelenburg vpravo. Při vyšetření HSSP nebyla zjištěna jeho insuficience, při testu extenze hlavy jen mírná hypertonie bederního vzpřimovače.

Palpačně bylo zjištěno zvýšené svalové napětí flexorů prstů a chodidla ve střední čáře s úponovou bolestí na kalkaneu bilaterálně, dále zvýšený tonus ischiokrurálních svalů ve střední čáře, adduktorů kyč. kloubů, horní porce m. rectus abdominis s úponovou bolestí na proc. xiphoideus, m. quadratus lumborum vpravo, m. iliopsoas více vlevo, povrchových flexorů krku, horních fixátorů lopatek a šíjových svalů s trigger pointem v m. trapezius a výrazný hypertonie suboccipitálních svalů vpravo s úponovou bolestí na linea nuchae.

Kloubní blokády byly nalezeny zejména na pravé DK a to v Lisfrankově a Chopartově kloubu vpravo, horním i dolním hlezenním kloubu vpravo, SI kloubu vpravo. Dále jsem zjistila laterální postavení pravé patelly, blokádu Lp (L4/L5, L5/S1) a střední Thp (Th5), C/Th, omezení rotace Cp vpravo s blokádou hlavových kloubů a blokádou 2. a 3. žebra bilaterálně.

Podle dotazníku bolesti dle Melzacka, při prvním vyšetření probandka subjektivně udávala tupou, přetrvávající bolest mírné intenzity v oblasti hlavových kloubů. Na subjektivní škále bolesti onačila mírnou intenzitu jako 4 mm ze 100 mm, což jsou 4 % nejsilnější možné bolesti. Další dny bolest v této oblasti zcela ustoupila, čtvrtý den se objevila bolest pravého kolene po tréninkové zátěži, která přetrvávala do dalšího dne.

Při testování na Balance Masteru byla probandka stabilní, ani jednou nespadla, méně využívala HK ke kompenzaci výchylek.

Celkem bylo naměřeno 5 patologických hodnot v rámci testu:

RWS L/R DC Comp (č. měření 2, 3, 5, 6, 8)

Dále uvádím přehled naměřených hodnot a hodnot patologických vzhledem k probandům stejného věku:

1) mCTSIB

Hodnoty rychlosti výchylek COG se při stoji na tvrdé podložce po mobilizacích nezměnily. Při stoji na molitanové podložce se v obou případech (oči zavřené, otevřené)

rychlost zlepšila o 0,1 deg/sec. Průměrná rychlost výchylek COG (Comp) se po mobilizacích nezměnila, ale průměr hodnot zbývajících 7 měření se zlepšil o 0,1 deg/sec oproti prvnímu měření.

2) Unilateral Stance

Rychlosti výchylek COG se po mobilizacích výrazně nezměnily, kromě stoje na PDK při zavřených očích, kdy rychlost výchylek vzrostla o 1 deg/sec. Průměr hodnot zbývajících 7 měření byl však u všech testů větší, tedy horší, než při prvním měření. Při stoji na pravé DK bylo zhoršení ve 100 % měření (v průměru o 0,5 deg/sec) než při prvním měření. Celkově se průměrná rychlost výchylek COG (Comp) zvýšila v průměru o 0,2 deg/sec oproti prvnímu měření.

3) Limits of Stability

Průměrný reakční čas do všech směrů (RT Comp) byl u všech měření vždy delší (v průměru o 0,13 s) než u prvního měření, avšak ani nejdnou v patologické hodnotě. Stejně tak se i snížila průměrná rychlost pohybu (MVL Comp) a to o 1 deg/sec oproti prvnímu měření.

Zlepšily se průměrné koncové výchylky: EPE Comp (v průměru o 3 % LOS) vzhledem k prvnímu měření, ale stále byly ve fyziologických hodnotách. Průměrná směrová kontrola (DCL Comp) se zlepšila oproti prvnímu měření o 3 %.

4) Rhythmic Weight Shift

Průměrná směrová kontrola při vychýlení těžiště v laterolaterálním směru při různých rychlostech (L/R DCL Comp) byla u pěti měření (č. 2, 3, 5, 6, 8) v patologických hodnotách a v průměru o 6 % horší než u prvního měření. Ostatní parametry se výrazně nezměnily.

5) Step Up Over

Velikost dopadové síly LDK při výstupu na stupínek (Lift-up I.) se v průměru zhoršila o 8 % těl. hmotnosti oproti prvnímu měření. Naopak se zlepšily hodnoty dopadové síly pravé i levé DK při sestupu ze stupínku. Průměrná hodnota všech měření byla u LDK o 19 % tělesné hmotnosti nižší a tedy lepší než při prvním měření. U PDK to bylo jen o 4 %.

6) Forward Lunge

Velikost dopadové síly obou DKK byla po mobilizacích a také v celkovém průměru menší (LDK o 7 % , PDK o 3 % tělesné váhy) a tedy lepší oproti prvnímu měření. Ostatní parametry se výrazně nezměnily.

6. Diskuze

Účelem této práce bylo shrnout teoretické poznatky o etiologických, patologicko-anatomických, neurofyziologických a kineziologických aspektech konstituční hypermobility a posoudit její vliv na posturální stabilitu. Cílem výzkumu bylo zjistit, zda existuje rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s KH a bez ní, a dále posoudit vliv mobilizačních technik na stabilitu stoje prostřednictvím vybraných testů vyšetřovaných na plošině Balance Master® System.

KH je úzce spojována s poruchou propriocepce, kdy pacienti s KH prokazují deficit v proprioceptivním feedbacku (Hakim & Graham, 2003; Véle, 2006). Studie ukazují, že v důsledku zvýšené laxicity ligamentozního aparátu se zhoršuje schopnost vnímat krajní polohu v kloubu. Tedy chybí „detektor“ registrující krajní polohu v kloubu, a tím dochází ke zvýšenému riziku poruch měkkých tkání (Hall et al., 1995). Laxicita a fragilita pojivových tkání spojená se sníženým proprioceptivním vnímáním a změněnými neuromuskulárními reflexy jsou u pacientů s KH predisponujícími faktory k poškození nebo poranění tkáně (Simmonds, 2007). Porucha propriocepce má velmi úzký vztah s poruchou neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kloubu a její zpětné kontroly. Neuromotorická kontrola má zásadní význam v řízení postupné aktivace zúčastněných svalů v žádoucím vzorci co do koordinace, časování a co do vývoje momentů sil v čase a prostoru. Dochází ke zpomalení reakčních časů a narušení proaktivních mechanismů ve smyslu zhoršené signalizace přetížení kloubu, a tím zvýšené zranitelnosti kloubu (Mayer & Smékal, 2004). Tomu odpovídají i výsledky dotazníku předloženého probandům obou skupin. 43 % probandů s KH prodělalo dislokaci více než 1 kloubu proti 14 % probandů KS. U 71 % probandů s KH se vyskytovala opakovaná dislokace jednoho kloubu, u KS žádná. U 71 % probandů s KH se vyskytovaly opakované léze měkkých tkání (tendinitidy, entezopatie) oproti 0 % KS.

Řízení posturálních reakcí vyžaduje značnou proprioceptivní aferenci pro adekvátní sensomotorickou a neuromotorickou kontrolu. Pokud je propriocepce snižena, lze očekávat zhoršení posturální kontroly a balance (Ferrell et al., 2004).

Pro měření na plošině bylo na základě teoretických poznatků o KH vybráno 6 testů – dva statické (mCTSIB, ULS) a čtyři dynamické (LOS, RWS, SUO, FL). Cílem statických testů bylo zhodnotit schopnost stabilizovat polohu ve vertikále při omezeném nebo zvýšeném aferentním vstupu - vyloučení zrakové kontroly, pevná versus molitanová

podložka, semiflexe versus hyperextenze v kolenních kloubech. Testy s vyloučením zrakové kontroly mají opodstatnění v tom, že snížená propioceptivní schopnost u probandů s KH je fyziologicky kompenzována ostatními senzory (zrak, sluch, interoreceptory, exteroceptory). Ty umožňují anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem dopředné vazby (feed forward) podle informací přicházejících ze zevního prostředí teleceptorem, který umožňuje krátkodobé předvídání situace, a tím včasnou předvolbu vhodného posturálního programu (Véle, 1995). Pokud vyřadíme optickou aferenci, je možno pozorovat zhoršenou stabilitu systému. Cílem dynamických testů LOS a RWS bylo posoudit posturální stabilizační mechanismy ve smyslu práce těla s těžištěm, schopnosti rychle, přesně a koordinovaně reagovat na změnu polohy, schopnosti pohotovosti k přechodu z klidu do pohybu, schopnosti cílit pohyb. U testů SUO a FL nás zajímaly parametry vyjadřující míru excentrické kontroly DK, inkoordinaci nebo instabilitu.

Měření jsem uskutečnila na skupině 14 žen v rozmezí věku 20 - 28 let s průměrným věkem 24 let ($\pm 2,02$ SD), s průměrnou výškou 167 cm ($\pm 5,66$ SD) a průměrnou hmotností 60 kg. Probandky byly rozděleny do dvou skupin. První skupinu tvořilo 7 žen s KH s Beighton score $\geq 4/9$ bodů, kontrolní skupinu tvořilo 7 žen bez KH s Beighton score $\leq 3/9$ bodů. Pro výzkum byly vybrány pouze ženy vzhledem k tomu, že incidence KH je u nich vyšší než u mužů. Kromě genetického předpokladu jsou zde ještě faktory hormonální a neuromotorické. Obecně platí, že ženy oproti mužům mají zhoršenou preaktivační schopnost stabilizačních svalů, zhoršené reakční časy a jejich klouby jsou více odkázány na ligamenta (Mayer & Smékal, 2004).

Podstatou KH je vrozená insuficience mezenchymu, a tím i porucha všech tkání, které se z mezenchymu vyvíjejí (vazivo, pojivo...). Kvalita vaziva ovlivňuje jeho funkci, a tím i funkci všech struktur, které tvoří. Z funkčního hlediska nejsou pojiva tedy jen mechanickou oporou těla (vazivo ve svalech, šlachách, kloubní pouzdra a ligamenta), ale jsou součástí cév a vnitřních orgánů. Na základě toho existuje korelace mezi KH a dysfunkcí autonomního nervového systému. Tuto korelaci vystihuje dotazník předložený probandům, ve kterém jsem zjistila, že u 86 % probandů s KH se vyskytovaly ortostatické hypotenze, vzhledem k 43 % probandů z kontrolní skupiny. Palpitace udávalo 57 % probandů s KH a žádný proband z kontrolní skupiny.

Kromě poruch autonomního nervového systému je častým příznakem KH bolest a únava. To také vyplývá z dotazníků bolesti dle Melzacka, které byly předloženy všem

probandům před mobilizacemi, po mobilizacích a druhý den. Probandi s KH vnímají bolest subjektivně intenzivněji a častěji než probandi KS. Z dotazníku vyplývá, že nejčastější lokalizací bolesti je páteř, potom ostatní klouby. Bolest je často déletrvajícím nebo se opakuje. Příčinou je nepochybně vrozená zvýšená fragilita pojivové tkáně, a tím výraznější tendence k opakovaným mikrotraumatům, sensitizaci nociceptorů a růstu nociceptivních signálů do CNS (Hakim & Grahame, 2003).

V širším výzkumu bylo zjištěno, že u hypermobilních pacientů je až třikrát menší účinnost lokálního anestetika než u zdravých. Usuzuje se, že mechanismus vzniku je založen buď na mechanickém podkladě, kdy dochází k mnohem rychlejší „clearance“ anestetika skrz laxní měkké tkáně, nebo na podkladě neurofyziologickém, kdy je důvodem změna nocicepce z tkání (Hakim & Graham, 2003).

Hypermobilní klouby jsou přetěžovány jednak velkým rozsahem pohybu a také statickým zatížením. Tím vzniká pocit nepohodlné polohy a bolesti, které se stávají nociceptivním signálem přetížení. Nocicepce pak vyvolává reakce v segmentu ve smyslu ochranné fixace (svalové spasmy, kloubní blokády), která brání potenciálnímu poškození (Lewit, 2003). Proto je velmi důležité a také svízelné rozlišit blokádu, která je patologická (nutno najít příčinu a odstranit ji) od blokády, která je funkční (chrání hypermobilní kloub).

U probandů s KH jsem očekávala zvýšený výskyt blokád obojího charakteru. To se potvrdilo při vyšetření páteře, kdy u probandů s KH byl počet přítomných blokád ve všech úsecích páteře (L, Th, C/Th) i směrech (F, E, Rot, LF) vždy vyšší než u KS, přičemž nejvíce omezená byla rotace Thp, a to u 86 % probandů s KH oproti 43 % KS. Výrazný rozdíl byl i u extenze Thp, která byla omezená u 57 % probandů s KH oproti 14 % z KS. U krční páteře jsem zjistila u probandů s KH častější blokády do lateroflexe a dolní Cp do rotace. Dále jsem zjistila častější výskyt blokád 3. - 6. žebra. Zvýšený počet drobných blokád osového orgánu pravděpodobně souvisí se snahou kompenzovat instabilitu kloubů páteře. Blokády mají tedy funkční povahu, tzn. chrání hypermobilní kloub. Ačkoli tak brání potenciálnímu poškození, přesto dochází k chronickému přetěžování a degenerativním změnám.

Na DKK byly výrazně častěji blokády tibiofibulárního kloubu, které se vyskytovaly u 71 % probandů s KH. Dále byla častěji omezená „joint play“ kolenního kloubu, horního hlezenního kloubu, tarsometatarsálních kloubů, Chopartova kloubu a metatarso-phalangeálních kloubů. Rozdíly v počtu blokád mezi skupinami nebyly výrazné, ale lišila

se jejich povaha. Je nutné zdůraznit, že hypermobilní kloub má hranici fyziologické bariéry podstatně dál než zdravý, proto je někdy svízelné blokádu odhalit.

Moje hypotéza, že přítomnost konstituční hypermobility se projeví zhoršením stabilizačních mechanismů sledovaných prostřednictvím záznamu centra gravitace COG v porovnání s jedinci bez konstituční hypermobility, se potvrdila ve dvou případech. Statistický Mann – Whitney U test prokázal signifikantní rozdíl mezi probandy s KH a bez ní u dvou parametrů. Prvním parametrem byla rychlost výchylek COG u testu mCTSIB, a to při stožení na měkké podložce s otevřenými očima (FIRM-EO), kdy p-hodnota dosáhla velikosti 0,0447. V tomto případě medián skupiny s KH byl o 0,1 deg/sec větší než u KS. Ačkoli tento výsledek není v souladu s dílčí hypotézou, že zhoršení bude u testů s vyloučením zrakové kontroly, přesto jednoznačně vypovídá o zhoršené stabilitě ve stožení u skupiny s KH vůči skupině kontrolní.

Druhý signifikantní rozdíl byl zjištěn u testu Step Up Over u parametru Lift-up I. Diff., který vyjadřuje procentuelní rozdíl dopadové síly pravé a levé DK při výstupu na stupínek (vyjádřené v % tělesné hmotnosti). Velikost P-hodnoty byla 0,0124. Medián hodnot u skupiny s KH byl 12 % (rozdíl v zatížení pravé a levé DK), u skupiny kontrolní jen 4 %. U zástupců skupiny s KH byl naměřen Lift-up Index vyšší, a tedy lepší na PDK než na LDK. Na základě porovnání výsledků dotazníku, kdy 5 ze 7 probandů prodělalo úraz PDK, 2 ze 7 operaci (kontrolní skupina bez úrazu i operace), 4 ze 7 úraz LDK a 2 ze 7 operaci, s výsledky naměřenými na Balance Masteru, nelze usuzovat, že zranění DKK bylo příčinou rozdílného zatížení. Přisuzovala bych to spíše tomu, že většina probandů s KH měla dominantní PDK, z čeho může vyplývat i lepší motorická kontrola této končetiny. Je ale nutné říci, že hodnoty obou naměřených parametrů byly ve fyziologických hodnotách vzhledem k probandům stejného věku.

Dále jsem očekávala, že v důsledku mobilizací dojde u skupiny s KH k porušení stability na základě zrušení kompenzačních, tedy ochranných blokády ve srovnání s KS. Tato hypotéza, se potvrdila pouze v jednom případě a zároveň jen jediným výsledkem potvrzující i dílčí hypotézu. Statistický párový Wilcoxonův test prokázal signifikantní rozdíl parametrů naměřených u probandů s KH před a po mobilizacích u testu LOS. Parametrem byla hodnota reakčního času při vychýlení COG doprava (RT-R), kdy se medián hodnot po mobilizacích zhoršil o 0,22 sekund. Navíc medián hodnot po mobilizacích byl v patologické hodnotě vzhledem k probandům stejného věku.

P-hodnota dosahovala 0,0313. Prolongovaný reakční čas může plynout z poruchy neuromotorické kontroly či ze senzorio-percepčního deficitu. Proces udržení stability zahrnuje několik fází od detekce situace prostřednictvím multisenzorické aference, přes vyhodnocení v CNS a eferentní aktivaci příslušných svalů. Při přechodu mezi fázemi dochází k latenci, která je závislá na funkčním stavu systému. Prodlouženou latencí je pak možno vysvětlit prodloužení reakčního času u probandů s KH. Dalším vysvětlením by mohlo být, že v důsledku mobilizací a zrušení blokády tvořících pasivní stabilizaci kloubů se projevila zhoršená schopnost koordinace a timingu zapojení svalů plynoucí z nedostatečné aktivní stabilizace a jejího řízení. Pokud kloub není ve stabilizované poloze, chybí punctum fixum pro správný tah svalů a tím dochází k inkoordinaci a chybnému stereotypu pohybu. Kromě reakčního času, další statisticky významný rozdíl hodnot vyšel u MVL-L, tedy rychlosti pohybu při vychýlení COG doleva. Avšak v tomto případě došlo ke zlepšení hodnot. Medián hodnot se po mobilizacích zvětšil o 1,4 deg/sec. P-hodnota dosahovala velikosti 0,0313. Důvodem by mohlo být zpomalení reakčního času na začátku pohybu a tím kompenzační zvýšení rychlosti pohybu s cílem dorazit na určený bod v co nejkratším čase.

U probandů kontrolní skupiny byly zjištěny dva výsledky, kdy došlo také k významnému zlepšení hodnoty parametru. Statisticky významný rozdíl hodnot naměřených před a po mobilizacích se prokázal u dvou parametrů testu Forward Lunge. Prvním byl Impact Index-L, kdy P-hodnota dosáhla velikosti 0,0220. Impact Index vyjadřuje velikost dopadové síly LDK vyjádřenou v % tělesné hmotnosti. Po mobilizacích medián hodnot klesl z 35 na 33 %, což svědčí pro zlepšení excentrické kontroly LDK. Dále se potvrdila významnost rozdílu hodnot u parametru CT Diff., který udává rozdíl doby kontaktu pravé a levé nohy s podložkou (vyjádřeno v %). Rozdíl v zatížení DKK klesl z 6 % na 1 % mezi PDK a LDK, tedy došlo ke zlepšení.

Otázka zhoršení stability po mobilizacích již byla probrána, ale otázkou zůstává důvod zlepšení stability v určitých parametrech. Ačkoli se mobilizací naruší pasivní opora, a tím i stabilita hypermobilního kloubu, mobilizací se může facilitovat somatognostická funkce tím, že pacient zaměří somatosenzorickou pozornost na mobilizované segmenty - vnímá pohyby v kloubu. Dále např. při mobilizaci páteře s využitím dechové synkinézy cílí pacient svůj dech do určitého segmentu, čímž na segment opět zaměřuje vědomě pozornost. Navíc senzorio-vjem z oblasti blokády je tlumen nocicepcí. Mobilizací se zmírní bolest alepší se propriocepce. Nedá se však tvrdit, že mobilizace kloubů u

probandů s KH jsou vhodnou metodou léčby. Ale cílem terapie by mělo být zlepšení kvality centrální nervové soustavy, která souvisí nejen s kvalitou hlubokého čítí, ale i se somatognostickou, zejména stereognostickou funkcí. Principem je lepší a citlivější vnímání prostoru a pohybu, a tím zcitlivění drah mezi proprioreceptory a CNS.

Přestože jsme v tomto výzkumu zjistili několik signifikantně významných výsledků, v celkovém hodnocení nemůžeme na základě statistického zpracování dat tvrdit, že jsme potvrdili hypotézu, že probandi s KH mají horší stabilizační mechanismy. Signifikantních výsledků vyšlo velmi málo vzhledem k velkému počtu měřených parametrů a také k nízkému počtu probandů ve skupině. Avšak existují zde odchylky v některých parametrech, které sice nejsou statisticky významné, nicméně mají své klinické opodstatnění a při větším výzkumném souboru by se mohly ukázat jako statisticky významné:

1) mCTSIB: Skupina s KH měla medián průměrné rychlosti výchylek COG o 0,1 deg/sec větší než KS. Největší rozdíl hodnot byl u testu na pěnové podložce se zavřenými očima, kdy medián rychlosti výchylek u probandů s KH byl o 0,2 deg/sec větší než u KS. Zhoršená stabilita při vyloučení zrakové kontroly a zvýšené labilitě podložky by mohla korelovat s poruchou propriocepce u probandů s KH. Hodnoty po mobilizacích u obou skupin se výrazně nezměnily.

2) US: Skupina s KH měla ve většině testů před i po mobilizacích vyšší medián rychlosti výchylek COG než KS, popř. shodný s KS. Nejvýraznější rozdíl byl naměřen u skupiny s KH při stoji na PDK při zavřených očích (R-EC), kdy se po mobilizacích medián rychlosti výchylek zvýšil z 1,7 na 2,4 deg/sec, na rozdíl od KS, kdy se medián téměř nezměnil. Poruchu stability při stoji na jedné DK u skupiny s KH také dokazuje počet pádů v průběhu měření. Ačkoli nejvyšší medián rychlosti výchylek byl naměřen při stoji na PDK při zavřených očích, 62 % pádů bylo při stoji na LDK při zavřených očích. Před mobilizacemi, 86 % probandů alespoň jednou spadlo, přičemž celkový počet pádů byl 13. Po mobilizacích, 71 % probandů alespoň jednou spadlo a celkový počet pádů byl opět 13. U KS před mobilizacemi alespoň jednou spadlo jen 43 % probandů s celkovým počtem pádů 6 (3x R-EC, 3x L-EC). Po mobilizacích spadlo 14 % probandů (tedy jeden proband, jeden pád).

3) LOS: U testu LOS byl medián reakčního času do všech směrů u probandů s KH vždy pomalejší než u KS. Medián průměrného reakčního času (RT Comp) byl u skupiny s KH o 0,23 s delší než u KS. U parametru RT-L u skupiny s KH dosáhl medián

patologické hodnoty. Po terapii se průměrný reakční čas (RT Comp) u obou skupin výrazně nezhoršil, kromě testu RT-R, kde se u skupiny s KH zhoršil o 0,22 s a tím byl zároveň v patologické hodnotě. Medián rychlosti pohybu do všech směrů vychýlení COG (MVL-F, B, R, L) byl u skupiny s KH vždy menší, a tedy lepší než u KS. V průměru byl potom o 1,5 deg/sec nižší než u KS. Ačkoli se RT po terapii nezměnil, medián průměrné rychlosti pohybu do všech směrů se zlepšil u obou skupin o 0,7 deg/sec. Největší rozdíl v rychlosti COG před a po mobilizacích u skupiny s KH se projevil při MVL-L a MVL-R, tedy při laterálním vychýlení COG. To by mohlo korelovat se snahou kompenzovat pomalejší reakční čas do stran, kdy byly naměřeny patologické hodnoty mediánu RT-L i RT-R ve srovnání s předozadním pohybem COG.

Medián průměrné velikosti koncových výchylek (EPE Comp) byl u skupiny s KH 88 % LOS, u KS 93 % LOS. KS tedy využívala o 5 % svých LOS více než skupina s KH. Patologická hodnota mediánu byla naměřena u skupiny s KH před i po terapii a to při pohybu COG vpřed (EPE-F). Po mobilizacích se průměrná hodnota EPE zvýšila u obou skupin, tedy využívaly více % ze svých LOS pro dosažení cíle.

Hodnoty MXE byly u skupiny s KH při pohybu ve směrech dopředu a doprava nižší, tedy horší než u KS. V průměru pohybu do všech směrů se však od KS lišili o pouhých 2 % LOS. Patologické hodnoty byly naměřeny u obou skupin před i po mobilizacích při testu MXE-F, tedy při vychýlení COG vpřed. To koreluje i se zhoršením hodnoty EPE u skupiny s KH v tomto směru. Celkově se parametry MXE před a po terapii výrazně nezměnily.

U parametru DCL jsme nezjistily žádné odchylky mezi skupinami.

4) RWS: Průměrná rychlost COG v laterolaterálním směru (L/R On-AV) se mezi skupinami výrazně nelišila a nezměnila se ani po mobilizacích. Probandi byli tedy schopni velmi dobře udržet nastavený rytmus pohybu. Byla však zhoršená směrová kontrola pohybu v tomto směru. U obou skupin byly mediány všech parametrů L/R DCL v patologických hodnotách. U skupiny s KH byl medián směrové kontroly při průměrné rychlosti pohybujícího se předmětu (L/R DCL Comp) 80 %, u skupiny kontrolní o 4 % horší. Po mobilizacích se medián průměrné směrové kontroly zhoršil na 78 %, u KS se naopak zlepšil na 78 %. Z toho vyplývá, že obě skupiny nejsou schopny dobře následovat rychlost pohybujícího se předmětu, dosáhnout požadované vzdálenosti při relativně hladkých liniích pohybu. Tyto poruchy bývají projevem cerebellárního syndromu. Proto jsme u probandů vyšetřovali příznaky mozečkové dysfunkce, které by mohly korelovat

s poruchou cílení a kontroly pohybu. Většina probandů však byla bez příznaků cerebellární dysfunkce.

Stejně jako v laterolaterálním směru, ani v předozadním směru pohybu se průměrná rychlost výchylek příliš nelišila u obou skupin. Po mobilizacích se medián průměrné rychlosti výchylek (F/B On-AV Comp) u skupiny s KH zvýšil, a tedy zlepšil o 0,7 deg/sec. U KS se medián zhoršil o 0,2 deg/sec. Směrová kontrola v předozadním směru (F/B DCL) byla u obou skupin mnohem lepší než ve směru laterolaterálním a její průměr (F/B DCL Comp) byl ve fyziologické normě. Po mobilizacích se směrová kontrola zlepšila u skupiny s KH o 1 %, u KS se zlepšila o 3 %.

Z výsledků testu RWS vyplývá, že směrová kontrola v laterolaterálním směru (R/L DCL) je u obou skupin zhoršena při pomalé rychlosti pohybu a s rostoucí rychlostí se zlepšuje. Naopak je tomu se směrovou kontrolou v předozadním směru (F/B DCL), která se s rostoucí rychlostí pohybu zhoršuje.

5) SUO: U testu SUO nás zajímaly zejména dopadové indexy: Lift-up a Impact Index. Medián dopadové síly LDK (Lift- up I. L) se u skupiny s KH po mobilizacích o 5 % zvýšil, a tedy zlepšil v porovnání s PDK. U KS se Lift-up Index LDK zvýšil jen o 4 % tělesné váhy, ale byl přesto lepší než u skupiny s KH. Impact Index LDK po mobilizacích u skupiny s KH vzrostl o 15 % tělesné váhy, tedy zhoršil v porovnání s PDK. U KS se naopak Impact indexy zlepšily, LDK o 17 %, PDK o 1 %. Zvýšení impact indexu u skupiny s KH je mírou zhoršené excentrické kontroly druhostranné DK, která koreluje se zvýšenou kloubní laxitou a poruchou neuromotorické kontroly.

6) FL: U probandů s KH jsme očekávali prolongovaný kontaktní čas, který se nepotvrdil. U parametrů jsme nezjistili významné odchylky.

Skupina s KH měla před mobilizacemi patologickou hodnotu mediánu u 10 % parametrů, po mobilizacích se počet patologických hodnot nezměnil. Skupina kontrolní měla před mobilizacemi patologickou hodnotu mediánu u 8 % parametrů, po mobilizacích jen u 7 % parametrů. Můžeme se tedy domnívat, že probandi s KH mají mírně zhoršené stabilizační mechanismy.

Otázkou však zůstává, zda měření pomocí registrace COG je dostatečné k prokázání poruchy stability u těchto pacientů. Vyšetření pomocí Balance Masteru není příliš specificky cílené a zjištěná odchylka od normy nemusí jednoznačně vypovídat o etiologii. Navíc toto vyšetření se podle mého názoru dá ovlivnit jednak empirií, a také pozorností a soustředěním. Toto vyšetření hodnotí spíše kvantitu, nežli kvalitu stabilizačních

mechanismů. U probandů s KH se snížená propriocepce dá velmi dobře kompenzovat prostřednictvím jiných aferentních vstupů, proto se instabilita jednotlivých segmentů na celkové stabilitě příliš neprojeví nebo se projeví určitou odchylkou, která je však stále ve fyziologické normě. Proto by bylo vhodné použít nebo doplnit vyšetření o jiné klinické testy, např. hodnocení aspektů nebo použití posturálně náročnějších testů, kde by se kvalitativní odchylky ve stabilizačních mechanismech projeví. Dále by bylo přínosné zaměřit se konkrétněji na stabilizační funkci svalů v jednotlivých segmentech, jejich timing, koordinaci, kde bychom mohli lépe posoudit vliv kloubní instability na svalovou funkci. Neméně zajímavé by bylo posoudit i výběr pohybové strategie pomocí EMG.

Studie zabývající se posturální stabilitou u probandů s KH neprokázaly poruchu posturální kontroly, ale zjistily, že probandi s KH, jejichž Beighton score je ≥ 5 , mnohem více využívají kotníkovou strategii než jedinci bez KH (Rogind et al., 2003). Také zjistily, že výběr strategie závisí na věku a hmotnosti jedince. S rostoucí hmotností využití kotníkové strategie klesá na úkor kyčelní strategie. Naopak s věkem využití kotníkové strategie stoupá. Proto jsem se do svého výzkumu snažila vybrat probandy s podobným stářím a hmotností. U probandů s KH je navíc velmi častá hyperextenze kolenního kloubu. Kolenní kloub je tedy uzamčen, a proto vyloučen ze stabilizace. Proto jsou u jedinců s KH a hyperextenzí kolenních kloubů více zatěžovány sousední klouby (hlezenní, kyčelní) než u jedinců zdravých, kteří při stožení reagují na výchyly těžiště rovnoměrněji (pomocí více kloubů). Rigidní stabilita určitých segmentů, která je jedním z hlavních příznaků KH a vede ke změnám pohybových vzorců v ostatních částech systému, je provázána bolestivými reakcemi z přetížení a přispívá ke vzniku dalších poruch (Jiravová, 2003).

Vliv psychiky

Ve své práci jsem se snažila o konstantní podmínky měření, stejné výchozí postavení probandů, podobné stáří, hmotnost, výšku i sportovní aktivitu probandů.

Vedle těchto faktorů je stabilita stoje ovlivňována především svalovou aktivitou a jinými neurofyziologickými faktory, do kterých řadíme vlivy vnějšího a vnitřního prostředí. Na tomto místě nesmíme opomenout vliv psychiky, která se nedá příliš ovlivnit. Stav psychiky se odráží na držení těla a jeho stabilitě a významně ovlivňuje i proces volby vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability, hranici přechodu mezi strategiemi či využitím řízeného pádu (Vařeka, 2002; Véle, 2006). Určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje. Nadměrná psychická tenze je naopak kontraproduktivní. Vede k nadměrnému svalovému napětí, které ruší potřebnou koordinaci (Vařeka, 2002).

Kazuistiky

Kazuistika č. 1

Probandka byla vybrána na základě Beighton score 9/9 jako zástupce skupiny s konstituční hypermobilitou bez mozečkových příznaků. Prodělala úraz a operaci kolenního kloubu (plastika LCA, dislokace pately), což může být jedním z mnoha důsledků zhoršené kvality pojivové tkáně. Hypermobilita patelly vzniká mnohem častěji u lidí s konstituční hypermobilitou a je jedním z hlavních predisponujících faktorů k její dislokaci (Nomura et al., 2006).

U probandky bylo palpačně zjištěno výrazné přetížené vývojově starší muskulatury (parabertebrální svaly, adduktory a flexory kyčelních kloubů, povrchových flexorů krku, horních fixátorů lopatek atd.) a oslabení fylogeneticky mladších svalů. To souvisí i s insuficiencí hluboké stabilizace páteře, která byla patrná na základě vyšetřovaných testů (flexe hlavy, extenze trupu).

Zhoršení stabilizačních mechanismů dokazuje nejen hodnocení aspekcí, ale i počet pádů v průběhu měření. Probandka výrazně více používala kotníkovou i kyčelní strategii a více musela zapojovat horní končetiny ke kompenzaci výchylek a udržení rovnováhy. Samotné výchylky COG byly výraznější než u probandky bez KH, avšak většina stále ve fyziologických hodnotách.

Probandka spadla při testu Unilateral Stance, a to 3x při stoji na levé DK a 2x při stoji na pravé DK, obojí při zavřených očích a extendovaných kolenních kloubech. Jelikož zhoršení stability bylo pozorováno oboustranně bez rozdílu zda končetina byla operovaná či nikoli, dá se usuzovat, že příčina zhoršené stability je v poruše propiocepce. Otázkou je, zda tato porucha je způsobená konstituční hypermobilitou a v důsledku toho sníženou schopností tak kompenzovat vyloučení zrakové kontroly jako masivního aferentního vstupu do CNS, nebo poraněním a operací kolenního kloubu. Studie totiž ukazují, že v důsledku akutním traumatu dochází kromě výrazného snížení propiocepce na poraněné straně také k menšímu, avšak signifikantnímu snížení i na straně nezraněné (Fremerey, 2000).

Kazuistika č. 2

Probandka byla vybrána na základě vyšetření dle Beighton score 3/9 jako zástupce kontrolní skupiny. Neprodělala žádné úrazy ani operace, ale byl u ní diagnostikován femoropatellární syndrom bilaterálně, více na pravé DK. Ačkoli někteří autoři (Dolan et al., 2002) spatřují příčinu vzniku femoropatellárního syndromu ve zhoršené kvalitě pojivových tkání, což je typické pro konstituční hypermobilitu, v tomto případě bych příčinu přisoudila nadměrné chronické zátěži m. quadriceps femoris při intenzivním plavání s monoploutví. Na základě poruchy funkce pravého kolenního kloubu s oslabením m. vastus medialis vyplývá i další řetězení poruchy funkce. U pacientky jsem zjistila blokády kloubů nohy, dolního i horního hlezenního kloubu a blokádu SI vpravo s lateralizací patelly vpravo. Navíc PDK byla v zevně rotačním postavení, při stojné fázi krokového cyklu pravý kolenní kloub vpadával do valgozity a byl pozitivní Trendelenburg vpravo. Dále byla přítomna blokáda Lp (L4/L5, L5/S1) a střední Thp (Th5), C/Th, omezení rotace Cp vpravo s blokádou hlavových kloubů a blokádou 2. a 3. žebra bilat.

Palpačně bylo zjištěno zvýšené svalové napětí obdobných svalů jako u probandky s KH, ale bylo výrazně nižší. Bolestivost a zvýšený tonus subokcipitálních svalů korelovali s blokádou hlavových kloubů, která byla odstraněna. Probandka dobře aktivovala hluboký stabilizační systém páteře, což odpovídalo jen lehkému přetížení paravertebrálních svalů a lepší stabilitě trupu při testování na Balance Masteru.

Zjistila jsem zhoršenou diadochokinezu horních končetin, která se jako možný projev mozečkové poruchy nijak neodrazila na výsledcích stabilometrie. Při testování na Balance Masteru byla probandka významně více stabilní než probandka s KH, ani jednou nespadla, méně využívala HK ke kompenzaci výchylek. Lepší stabilitu dokazuje i menší počet abnormálních hodnot ve srovnání s probandkou s KH. Celkem bylo naměřeno 5 patologických hodnot vrámci testu:

RWS L/R DC Comp (č. měření 2, 3, 5, 6, 8)

Porovnání výsledků stabilometrie mezi probandkami

1) m CTSIB: U testu nebyly výrazné rozdíly mezi probandkami. Průměrná rychlost výchylek (Comp) všech měření byla o 0,1 deg/sec větší u probandky s KH.

2) US: Rychlost výchylek COG u všech testů byla u probandky s KH v průměru všech měření vždy větší než u probandky bez KH. Po mobilizacích se hodnoty výrazně nezměnily, ale u probandky KS došlo ke zhoršení při stojí na PDK při zavřených očích,

kdy rychlost výchylek vzrostla o 1 deg/sec. Důvodem toho je zřejmě femoropatelní syndrom a zhoršená stabilizační funkce PDK, která se projeví až při zvýšených posturálních nárocích. Navíc jsem u probandky zjistila blokády kloubů nohy, hlezenního a SI kloubu vpravo, které mohou být kompenzačním projevem instability kolenního kloubu. Tak bychom mohli odůvodnit zhoršení stability po mobilizacích.

3) LOS: Průměrný reakční čas do všech směrů pohybu (RT Comp) byl u probandky s KH při každém měření delší, v průměru všech měření o 0,41 s delší než u probandky bez KH. Kromě toho byl 5x naměřen v patologických hodnotách. Stejně tak byla i zhoršena průměrná rychlost pohybu (MVL Comp), v průměru všech měření byla probandka s KH o 3,1 deg/sec pomalejší než probandka bez KH. Koncové výchylky se u probandky s KH v průměru zhoršily (o 8 % LOS), u probandky bez KH naopak zlepšily (o 3 % LOS). Směrová kontrola se u obou probandek zlepšila po mobilizacích i v průměru všech měření.

4) RWS: probandka s KH měla výrazně horší směrovou kontrolu při laterolaterálním vychýlení těžiště (L/R DCL Comp), kdy všechny průměrné hodnoty u všech měření byly v patologických hodnotách. Navzdory tomu se hodnoty DCL Comp po mobilizacích nezhoršily, tak jako to bylo u probandky bez KH (zhoršení o 6 %). Stejně tak měla probandka bez KH lepší průměrnou směrovou kontrolu (v průměru o 6 %). Při vychýlení COG v předozadním směru (F/B) měla probandka s KH průměrnou rychlost COG v průměru všech měření o 1 deg/sec nižší než probandka KS.

5) SUO: Velikost dopadové síly DKK při výstupu na stupínek (Lift-up Index) byla u obou probandek v průměru všech měření nižší, tedy horší než při prvním měření. U probandky s KH se také zhoršila i dopadová síla DKK při sestupu ze stupínku (Impact Index), která se v průměru zvýšila o 4 % tělesné váhy. U probandky bez KH se naopak hodnoty Impact Indexu zlepšily oproti prvnímu měření.

6) FL: Probandka s KH měla výrazně nižší velikost dopadové síly obou DKK (LDK v průměru všech měření o 22 %, PDK o 18 % tělesné váhy), což by vypovídalo o lepší excentrické kontrole DKK. U obou probandek se v průměru Impact Index zlepšil oproti prvnímu měření.

Závěr

Cílem práce bylo sledovat vliv konstituční hypermobility („KH“) na výchylky COG prostřednictvím testů vyšetřovaných na stabilometrické plošině Balance Master® System. Sledováním záznamu centra gravitace jsem se snažila prokázat rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s KH v provnání s kontrolní skupinou a dále posoudit vliv mobilizací DKK a osového orgánu na stabilizační mechanismy u probandů s KH.

Předpokládala jsem, že probandi s KH mají na základě vrozené laxicity a fragility pojivových tkání ve spojení se sníženým proprioceptivním vnímáním poruchu neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kloubu a její zpětné kontroly.

Neuromotorická kontrola má zásadní význam v řízení postupné aktivace zúčastněných svalů v žádoucím vzorci co do koordinace, časování a co do vývoje momentů sil v čase a prostoru. Dále jsem očekávala, že v důsledku mobilizací dojde u skupiny s KH k porušení stability na základě zrušení kompenzačních, tedy ochranných blokad ve srovnání s KS.

Pro statistické vyhodnocení byl použit statistický program „R“ pomocí funkce „wilcox.test“, kdy byly porovnovány mediány výstupních hodnot jednotlivých testů. Zjistili jsme, že probandi s KH mají signifikantně horší stabilizační mechanismy při stoji na pevné podložce s otevřenými očima (mCTSIB: Firm-EO) a zvýšený rozdíl dopadové síly pravé a levé DK při výstupu na stupínek (SUO: Lift-Up I. Diff.) než probandi KS. Po mobilizacích kloubů DKK a osového orgánu došlo u probandů s KH k signifikantnímu zhoršení reakčního času při pohybu doprava (LOS: RT-R) a k signifikantnímu zlepšení rychlosti pohybu doleva (LOS: MVL-L). U probandů kontrolní skupiny došlo pouze ke zlepšení hodnot, a to dopadové síly LDK (FL: Impact I. L) a snížení rozdílu doby kontaktu pravé a levé DK (CT Diff.).

Přestože jsme zjistili tři signifikantní výsledky, v celkovém hodnocení nemůžeme na základě statistického zpracování dat tvrdit, že jsme potvrdili hypotézu, že probandi s KH mají horší stabilizační mechanismy. Signifikantních výsledků vyšlo velmi málo vzhledem k velkému počtu měřených parametrů a také nízkému počtu probandů ve skupině. Můžeme však tvrdit, že naměřené odchylky v některých parametrech mají své klinické opodstatnění.

V dalším výzkumu doporučuji k lepšímu pochopení stabilizačních mechanismů u probandů s KH kombinovat stabilometrické hodnocení s EMG záznamem, který by více

objasnil otázku poruchy neuromotorické kontroly a otázku výběru pohybových strategií (ankel, knee, hip), které konkrétněji vypovídají o řízení CNS.

Problematika stabilizačních mechanismů je velmi široké a málo objasněné téma. Neméně obsáhlé je i téma kloubní hypermobility. Má práce je pouze dílčím příspěvkem k poznání těchto témat a impulsem k hlubšímu porozumění člověka v interakci s vlivy vnějšího prostředí.

Souhrn

Účelem této práce bylo shrnout teoretické poznatky o konstituční hypermobilitě („KH“) a posoudit její vliv na posturální stabilitu. Cílem výzkumu bylo zjistit, zda existuje rozdíl ve stabilizačních mechanismech u probandů s KH a bez ní, a dále posoudit vliv mobilizačních technik na posturální stabilitu prostřednictvím vybraných testů vyšetřovaných na plošině Balance Master® System.

Teoretická část práce shrnuje etiopatogenetické, epidemiologické a diagnostické poznatky o KH. Popisuje principy řízení posturální stability, její mechanismy a možnosti vyšetření, a dále se zabývá funkčními poruchami kloubů a jejich důsledky u probandů s KH.

Praktická část: Výběr probandů: pro výzkum bylo vybráno 14 žen v rozmezí věku 20 - 28 let s průměrným věkem 24 let ($\pm 2,02$ SD). První skupinu tvořilo 7 žen s KH s Beighton score $\geq 4/9$ bodů, kontrolní skupinu tvořilo 7 žen bez KH s Beighton score $\leq 3/9$ bodů.

Výběr testů: Pro měření na plošině Balance Master® bylo vybráno 6 testů. Dva statické: modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Unilateral Stance (US), a čtyři dynamické: Limits of Stability (LOS), Rhythmic weight shift (RWS), Step Up Over (SUO) a Forward Lunge (FL). Porovnávali jsme mediány výstupních hodnot jednotlivých testů.

Hypotéza: Předpokládali jsme, že probandi s KH budou mít signifikantně horší výsledky testů než skupina kontrolní. Dále jsem očekávala, že v důsledku mobilizací dojde u skupiny s KH k porušení stability na základě zrušení kompenzačních, tedy ochranných blokády ve srovnání s KS.

Výsledky: Zjistili jsme, že probandi s KH mají signifikantně horší stabilizační mechanismy při stožení na pevné podložce s otevřenými očima (mCTSIB: Firm-EO) a zvýšený rozdíl dopadové síly pravé a levé DK (SUO: Lift-Up I. Diff.) než probandi KS. Po mobilizaci kloubů DKK a osového orgánu došlo u probandů s KH k signifikantnímu zhoršení reakčního času při pohybu doprava (LOS: RT-R).

Závěr: Přestože jsme částečně potvrdili hypotézy, nemůžeme na základě statistického zpracování dat tvrdit, že probandi s KH mají horší stabilizační mechanismy. Signifikantních výsledků vyšlo velmi málo vzhledem k velkému počtu měřených parametrů a také nízkému počtu probandů ve skupině. Můžeme však tvrdit, že naměřené odchylky v některých parametrech mají své klinické opodstatnění.

Summary

The aim of this thesis was to summarize theoretical knowledge about constitutional hypermobility („CH“) and examine its influence on postural stability. The aim of the research was to find out whether there is a difference in stability mechanisms with tested subjects with CH and without it. Furthermore, the research focuses on the influence of mobility techniques on postural stability by the means of chosen tests carried out on Balance Master® System platform.

The theoretical part summarizes etiopathogenic, epidemiologic and diagnostic knowledge about CH. Moreover, it describes the principles of controlling postural stability, its mechanisms and possibilities of examination and functional joint disorders and their results with subjects with CH.

The analysis: Subject selection: the sample includes 14 women aged from 20 to 28 with the average age of 24 ($\pm 2,02$ SD). The first group was created by 7 women with CH with Beighton score $\geq 4/9$ points, the control group was created by 7 women without CH with Beighton score $\leq 3/9$ points.

Test selection: 6 tests were chosen for the measurement on Balance Master platform. 2 static tests: modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Unilateral Stance (US), and 4 dynamic tests: Limits Of Stability (LOS), Rhythmic weight shift (RWS), Step Up Over (SUO) a Forward Lunge (FL). We compared the medians of output values of individual tests.

Hypothesis: It was assumed that subjects with CH would have significantly worse test results than the control group. Furthermore, it was supposed that the mobilization processes cause stability disturbance on the basis of cancellation of compensational, thus protective block in comparison with CS.

Results: We found out that subjects with CH have significantly worse stability mechanisms while standing on fixed mat with open eyes (mCTSIB: Firm-EO) and increased difference of impact force of right and left lower extremity (SUO: Lift-Up I. Diff.) than control. Reaction time by movement to right (LOS: RT-R) with subjects with CH got worse after mobilization of joints lower extremities and axial organ.

Conclusion: Although we partly confirmed partial hypotheses, we cannot claim on the basis of statistic data processing that subjects with CH have worse stability mechanisms. Only few significant results have been achieved due to great amount of

measured parameters and also due to low number of subjects in the group. However, it can be stated that the measured deviations in some parameters are clinically well founded.

Použitá literatura

- AMBLER, Z. *Neurologie*. Praha: Karolinum, 2001. 400 s. ISBN 8024600803.
- BADAUY, C. M. - GOMES, S. S. - SANT'ANA FILHO, M. - CHIES, J. A. Ehlers-Danlos syndrome (EDS) type IV: review of the literature. *Clinical oral investigations* [online]. 2007, vol. 11, no. 3 [cit. 2007-11-17], s.183-7. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1432-6981.
- Balance Master*® *System Operator's Manual*. Version 8, August 01, 2002, Copyright© 2002, NeuroCom® International, Inc.9570 SE Lawnfield Rd., Clackamas, OR 97015. Dostupný z: <<http://www.onbalance.com>>.
- BEIGHTON, P. - De PAEPE, A. - STEINMANN, B. - TSIPOURAS, P.- WENSTRUP, R. J. Ehlers-Danlos syndromes: revised nosology, Villefranche 1997. Ehlers-Danlos National Foundation (USA) and Ehlers-Danlos Support Group (UK). *American journal of medical genetics* [online]. 1998, vol. 77, no. 1 [cit. 2008-02-02], s. 31- 37. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1096-8628.
- BIRD, H. A. Joint hypermobility. *Musculoskeletal care* [online]. 2007, vol. 5, no. 1 [cit. 2007-02-11], s. 4-19. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1478-2189.
- ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. Druhé, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- De PAEPE, A. - DEVEREUX, R. B. - DIETZ, H. C. - HENNEKAM, R. C. - PYERITZ, R. E. Revised diagnostic criteria for the Marfan syndrom. *American journal of medical genetics* [online]. 1996, vol. 62, no. 4 [cit. 2007-02-11], s. 417-426. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1096-8628.
- DOLAN, A. L. - HART, D. J. - DOYLE, D.V. - GRAHAME, R. - SPECTOR, T. D. The Relationship of Joint Hypermobility, Bone Mineral Density, and Osteoarthritis in the General Population: The Chingford Study. *The journal of rheumatology* [online]. 2002, vol. 30, no. 4 [cit. 2006-12-13], s. 799-803. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 0315-162X.
- DUNGL, P. a kolektiv. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing. 2005. ISBN 80-247-0550-8.
- DYLEVSKÝ, I. - DRUGA, R. - MRÁZKOVÁ, M. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing. 2000. ISBN 80-7169-681-1.

- ENGELBERT, R. H. H. - KOOIJMANS, F. T. C. - VAN RIET A. M. H. - FEITSMA, T. M., UITERWALL, C. S. P. M. - HELDERS, P. J. M. The relationship between generalized joint hypermobility and motor development. *Pediatric physical therapy* [online]. 2005, vol. 17, no. 4 [cit. 2007-10-23], s. 258-263. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1538-005X.
- FERRELL, W. R. - TENNANT, N. - STURROCK, R. D. - ASHTON, L. - CREED, G. - BRYDSON, G. - RAFFERTY, D. Amelioration of symptoms by enhancement of proprioception in patients with joint hypermobility syndrome. *Arthritis and rheumatism* [online]. 2004, vol. 50, no. 10 [cit. 2007-05-17], s. 3323-3328. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1529-0131.
- FREMEREY, R. W. - LOBENHOFFER, P. - ZEICHEN, J. - SKUTEK M. - BOSCH, U. - TSCHERNE, H. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament. *The journal of bone and joint surgery*. 2000, vol. 82 – B, no. 6 [cit. 200-04-19], s. 801-806. ISSN 1535-1386.
- GAZIT, Y. - NAHIR, A. M. - GRAHAME, R. - JACOB, G. Dysautonomia in the joint hypermobility syndrome. *American journal of medicine* [online]. 2003, vol. 115, no. 1 [cit. 2006-12-02], s. 33-40. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1555-7162.
- GRAHAME, R. Time to take hypermobility seriously (in adults and children). *Rheumatology* [online]. 2001, vol. 40, no. 5 [cit. 2007-01-26], s. 485-487. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1462-0332.
- GRAHAME, R. Joint hypermobility and genetic collagen disorders: are they related? *Archives of disease in childhood* [online]. 1999, vol. 80, no. 2 [cit. 2007-01-26], s. 188-191. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1468-2044.
- GRAHAME, R - BIRD, H. A. - CHILD, A., et al. The revised (Brighton 1998) criteria for the diagnosis of benign joint hypermobility syndrome. *The journal of rheumatology* [online]. 2000, vol. 27, no. 7 [cit. 2007-11-05], s.1777-9. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 0315-162X.
- HAKIM, A. J. - GRAHAME, R. Non-musculoskeletal symptoms in joint hypermobility syndrome. Indirect evidence for autonomic dysfunction? *Rheumatology* [online]. 2004, vol. 43, no. 9 [cit. 2007-03-12], s. 1194-5. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1462-0332.

- HAKIM, A. - GRAHAME, R. Joint hypermobility. *Best practise and research. Clinical rheumatology* [online]. 2003, vol. 17, no. 6 [cit. 2006-12-28], s. 989-1004. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1521-6942.
- HALL, N. G. - FERRELL, W. R. - STURROCK, R. D.- HAMBLEN, D. L. - BAXENDALE, R. H. The effect of the hypermobility syndrome on knee joint proprioception. *British journal of rheumatology* [online]. 1995, vol. 34, no. 2 [cit. 2007-08-07], s. 121-125. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 0263-7103.
- JANDA, V. Hypermobilita. Doporučené postupy pro praktické lékaře. Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně. Projekt MZ ČR zpracovaný ČLS JEP za podpory grantu IGA MZ ČR. 2001.
Dostupný z WWW: <<http://www.cls.cz/seznam-doporucenych-postupu>>.
- JANURA, M. - MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč.10, č. 1, s. 30-33. ISSN 1211-2658.
- JIRAVOVÁ, A. *Vliv hyperextenze kolenního kloubu u jedinců s konstituční hypermobilitou na pohyby COP ve stoji na jedné dolní končetině*. 80 s. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Univerzita Karlova. Diplomová práce.
- KIRK, J. A. - ANSELL, B. M. - BYWATERS, E. G. The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints associated with generalized joint hypermobility. *Annals of the rheumatic diseases* [online]. 1967, vol. 26, no. 5 [cit. 2007-08-07], s. 419-25. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1468-2060.
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s.152-164. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*. 2002, č. 3, s. 106-109. Dostupné z WWW: <<http://www.solen.cz>>. ISSN 1213-0494.
- KOLÁŘ, P. - LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, č. 5, s. 271-275. Dostupné z WWW: <<http://www.solen.cz>>. ISSN 1213-1814.
- KUČERA, M. - DYLEVSKÝ, I. - KÁLAL, J. - KOLÁŘ, P. - KORBELÁŘ, P. - NOBLE, C. - OTÁHAL, S. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada publishing. 1997. ISBN 80-7169-258-1.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, spol. s r.o ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně. 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

- MAGNUSSON, S. P. - JULSGAARD, CH. - AAGAARD, P. - ZACHARIE, C. - ULLMAN, S. - KOBAYASI, T. - KJAER, M. Viscoelastic properties and flexibility of the human muscle-tendon unit in benign joint hypermobility syndrome. *The Journal of Rheumatology* [online]. 2001, vol. 28, no. 12 [cit. 2007-11-15], s. 2720-5. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN: 0315-162X
- MALFAIT, F. - HAKIM, A. J. - DE PAEPE A. - GRAHAME, R. The genetic basis of the joint hypermobility syndromes. *Rheumatology* [online]. 2006, vol. 45, no. 5 [cit. 2007-04-07], s. 502-507. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1462-0332.
- MAYER, M. - SMĚKAL, D. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11, č. 3, s.111-117. ISSN 1211-2658.
- NOMURA, E. - INOUE, M. - KOBAYASHI, S. Generalized joint laxicity and contralateral patellar hypermobility in unilateral recurrent patellar dislocators. *Arthroscopy* [online]. 2006, vol. 22, no. 8 [cit. 2008-03-15], s. 861-5. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN: 1526-3231.
- NOVÁKOVÁ, H. - TICHÝ, M. - ŤUPA, F. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 2, s. 65-69. ISSN: 1211-2658.
- Patobiomechanika a Patokinesiologie – kompendium* [online]. Praha: FTVS UK, [cit.2007-04-22]. Česky. Dostupný z WWW: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.
- ROGIND, H. - LYKKEGAARD, J. J. - BLIDDAL, H. - DANNESKIOLD - SAMSOE. Postural sway in normal subject aged 20-70 years. *Clinical physiology and functional imaging* [online]. 2003, vol. 23, no. 3 [cit. 2008-04-10], s. 171-176. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1475-0961.
- RUSSEK, L. N. Examination and treatment of a patient with hypermobility syndrome. *Physical therapy* [online]. 2000, vol. 80, no. 4, [cit. 2007-10-01], s. 386-98. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1538-6724.
- SIMMONDS, J. V. - KEER, R. J. Hypermobility and the hypermobility syndrome. *Manual therapy* [online]. 2007, vol. 12, no. 4 [cit. 2007-10-01], s. 298-309. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com>>. ISSN 1532-2769.

- SIMPSON, M. R. Benign joint hypermobility syndrome: evaluation, diagnosis, and management.. *The Journal of the American Osteopathic Association* [online]. 2006, vol. 106, no. 9 [cit. 2007-09-18], s. 531-536. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 0098-6151.
- TROJAN, S. - DRUGA, R. - PFEIFFER, J. - VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. přepracované a rozšířené vydání. Praha: Grada publishing. 2001. 226 s. ISBN 80-2470-031-X.
- VĀŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.
- VĀŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
- VĀLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- ZWEERS, M. C. - HAKIM, A. J. - GRAHAME, R. - SCHALKWIJK, J. Joint Hypermobility Syndromes. The Pathophysiologic Role of Tenascin-X Gene Defects. *Arthritis & Rheumatism* [online]. 2004, vol. 50, no. 9 [cit. 2007-01-26], s. 2742–2749. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez>>. ISSN 1529-0131.
- ŽIŽKA, J. *Diagnostika syndromů a malformací*. Praha: Galén. 1994. 441s. ISBN 80-85824-04-3.

Seznam příloh

Příloha č. 1: Vyšetření probandů (tabulka)

Příloha č. 2: Výsledky mobilizací (tabulka)

Příloha č. 3: Výsledky stabilometrického vyšetření (tabulka)

Příloha č. 4: Výsledky dotazníku (graf)

Přílohy

Příloha č. 1: Vyšetření probandů (tabulka)

a) Údaje o věku, výšce, hmotnosti

	Probandi	Věk (roky)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)
	1	24	164	52
	2	20	160	53
Skupina s konstituční hypermobilitou	3	27	174	54
	4	23	168	56
	5	24	163	64
	6	24	173	67
	7	25	165	63
	8	26	169	62
	9	22	160	72
	10	28	174	55
Kontrolní skupina	11	23	168	63
	12	25	163	68
	13	26	173	55
	14	23	165	55

b) Beighton score:

Testování dle Beightona		Skupina s konstituční hypermobilitou						
		1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
hyper EXT V. MCP kl. $\geq 10^\circ$	dx	1	1	1	1	1	1	1
hyper EXT V. MCP kl. $\geq 10^\circ$	sin	1	1	1	1	1	1	1
opozice palce s volární F	dx	1	1	1	1	1	0	1
opozice palce s volární F	sin	1	1	1	1	1	0	1
hyper EXT loketního kl. $\geq 10^\circ$	dx	1	0	1	1	0	1	1
hyper EXT loketního kl. $\geq 10^\circ$	sin	1	1	1	1	0	1	1
hyper EXT kolenního kl. $\geq 10^\circ$	dx	1	1	1	0	1	1	0
hyper EXT kolenního kl. $\geq 10^\circ$	sin	1	1	1	0	0	1	0
Thomayer - dlaně na zem		1	1	1	1	1	1	1
Celkem		9	8	9	7	6	7	7

Testování dle Beightona		Kontrolní skupina						
		8.	9.	10.	11.	12.	13.	14.
hyper EXT V. MCP kl. $\geq 10^\circ$	dx	1	0	1	0	0	0	0
hyper EXT V. MCP kl. $\geq 10^\circ$	sin	1	0	1	0	0	0	0
opozice palce s volární F	dx	0	0	0	0	0	0	0
opozice palce s volární F	sin	0	0	0	0	0	0	0
hyper EXT loketního kl. $\geq 10^\circ$	dx	0	0	0	1	0	0	0
hyper EXT loketního kl. $\geq 10^\circ$	sin	0	0	0	1	0	0	0
hyper EXT kolenního kl. $\geq 10^\circ$	dx	0	0	0	0	0	0	0
hyper EXT kolenního kl. $\geq 10^\circ$	sin	0	0	0	0	1	0	0
Thomayer - dlaně na zem		1	1	0	1	0	0	0
Celkem		3	1	2	3	1	0	0

Vysvětlivky:

č. 1. – 7. = probandi s konstituční hypermobilitou

č. 8. – 14. = kontrolní skupina probandů

hyper EXT = hyperextenze

MCP kl. = metakarpofalangeální kloub

F = flexe

dx = vpravo

sin = vlevo

c) Mozečkové příznaky:

Mozečkové příznaky	Skupina s konstituční hypermobilitou						
	1	2	3	4	5	6	7
Adiadochokineza HKK	-	+	-	-	-	+	-
Adiadochokineza jazyka	-	-	-	-	-	-	-
Ataxie - prst na nos	-	-	-	-	-	-	-
Ataxie - pata na koleno	-	-	-	-	-	-	-
Stewartova-Holmesova zkouška	-	+	+	-	-	-	-
Centrální hypermobilita	+	+	+	+	+	+	+
Pasivita reflexu m. triceps brachii	-	-	-	-	-	+	+
Porucha izolovaných pohybů očí vůči hlavě	-	-	-	-	-	-	-

Mozečkové příznaky	Kontrolní skupina						
	8	9	10	11	12	13	14
Adiadochokineza HKK	+	-	-	-	-	-	-
Adiadochokineza jazyka	-	-	-	-	-	-	-
Ataxie - prst na nos	-	-	-	-	-	-	-
Ataxie - pata na koleno	-	-	-	-	-	-	-
Stewartova-Holmesova zkouška	-	-	-	-	-	-	-
Centrální hypermobilita	-	-	-	-	-	-	-
Pasivita reflexu m. triceps brachii	-	-	-	+	-	-	-
Porucha izolovaných pohybů očí vůči hlavě	-	-	-	-	-	-	-

Vysvětlivky:

Adiadochokineza

+ / -....přítomna/ nepřítomna

Ataxie

+ / -

Stewartova- Holmesova zkouška

+ / -

Centrální hypermobilita (Beighton score $\geq 4/9$)

+ / -

Pasivita reflexu m. triceps surae

+.....mírná

++.....střední

+++..výrazná

Porucha izolovaných pohybů očí vůči hlavě

+ / -

Příloha č. 2: Výsledky mobilizací

Mobilizace	Skupina s konstituční hypermobilitou						
	1	2	3	4	5	6	7
Prsty							
Distrakce + F/E/ROT	I., III, dx						
MTP klouby							
Distrakce + F/E/ROT.	I., IV.sin						I-V bilat
trakce plant. směrem			I. dx/sin	B I.dx	B I. sin		
Lisfrankův kloub		B dx		B sin	B sin		
Chopartův kloub	B sin	B dx	B dx	B sin	B sin		
TMT klouby							
distrakce a třepání		B dx	B dx	B sin			
Dolní hlezenní kloub							
pohyblivost calcaneu							
distrakce	B dx		B dx				
Horní hlezenní kloub	B dx	B dx	B dx	B sin			B dx
Tibiofibulární kloub	B dx	B sin	B sin			B sin	B bilat.
Patela				B sin,			B dx
				VR			
Kolenní kloub							
laterolaterální pružení			B sin			B bilat.	B dx
			laterálně			laterálně	
Kyčelní kloub							
Sakroiliacální kloub	B sin	B dx			B dx	B sin	B bilat.

Vysvětlivky:

B = blokáda = omezení joint play nebo fenomén lupnutí

dx = vpravo

sin = vlevo

bilat. = bilaterálně

sinrot = rotace doleva

dxrot = rotace doprava

↓ = snížení, omezení

VR = vnitřní rotace

Mobilizace	Skupina s konstituční hypermobilitou						
	1	2	3	4	5	6	7
Lp							
vyš. pružení					↓ Th/L		
Mo. do F							
Mo. do E	B L3/4					B L3/4	B L3/4
Mo. do LF							
Th/L	B	B	B		B		B
Thp							
vyš. pružení	↓ stř. Thp	↓ stř. Thp	↓ dolní Thp	↓ dolní Thp			
Mo. do ROT	↓ vlevo	↓ vpravo	↓ vpravo	↓ vpravo	↓ vpravo	↓ vlevo	
Mo. Do F	B Th 4-6		B dolní Thp		B stř. Thp	B Th 2-4	B stř. Thp
Mo. do E	B Th 6-10	B celé Thp				B dolní Th	B dolní Th
Mo. do LF	B stř. Thp	B Th5-7 při			BTh 5-11při	B dolní Thp	B dolní Thp
	vlevo	LF vpravo			LF vpravo	vlevo	vlevo
C/Thp							
trakce		lup					B do E
Mo. do LF	B při dxrot.	B při sinrot.				B při dxrot.	B při dxrot.
Mo. do ROT						B při dxrot.	
Cp							
C1/C2	B při sinrot.	B při dxrot	B při dxrot	B při dxrot		B při dxrot	B při dxrot
C2/C3	B při sinrot.	B při dxrot		B při dxrot			
C3 a dál	B při sinrot.	B při dxrot		B při dxrot		B při sinrot.	B při dxrot
trakce							
Mo do LF	B dolní Cp	B dolníCp	B horní Cp	B doleva	B doprava	B dolníCp	B C1/C2
	doprava	doprava	doleva			doprava	doprava
AO							
AO do AF							B
AO do LF	B při sinrot.		B při dxrot.	B při dxrot.			B bilat.
žebra							
clavikula							B dx
1. žebro			B dx				
2. žebro		B sin		B sin			
3. žebro	B dx		B sin	B bilat.	B dx	B dx	B dx
4. žebro	B dx	B sin	B dx		B sin	B dx	B sin
5. žebro					B bilat.		B bilat.
6. žebro							B dx
7. žebro							

Mobilizace	Skupina kontrolní						
	8	9	10	11	12	13	14
Prsty							
Distrakce + F/E/ROT						B I. dx	B I. dx
MTP klouby							
Distrakce + F/E/ROT.		B Isin, Vdx			B I. dx	B I. dx	
trakce plant. směrem				B I. dx			
Lisfrankův kloub	B dx	B sin		B sin	B sin		
Chopartův kloub	B dx	B sin					
TMT klouby							
distrakce a třepání	B dx						
Dolní hlezenní kloub							
pohyblivost calcaneu					B dx		
distrakce				B sin			B sin
Horní hlezenní kloub	B dx	B sin		B sin		B dx	
Tibiofibulární kloub					B dx	B sin	
Patela	B dx, leterálně		B dx				
Kolenní kloub							
laterolaterální pružení				B sin med.	B sin		
Kyčelní kloub							
Sakroiliacální kloub	B dx	B dx		B sin	B dx	B dx	B dx

Mobilizace	Kontrolní skupina						
	8	9	10	11	12	13	14
Lp							
Vyš. pružení	↓ L4/L5					↓dolníLp	
Mo. do F							
Mo. do E			B L3/L4		B L3/L4		
Mo. do LF							
Th/Lp	B				B	B	B
Thp							
vyš. pružení	↓ stř. Th		↓ dolní Th	↓ stř. Th			
Mo. do ROT			↓ vlevo	↓ vlevo	↓ vpravo		
Mo. do F		B stř. Th		B stř. Th	B dolní Th		B Th3/5
Mo. do E							B dolní Th
Mo. do LF	B Th5 při LF vlevo		B Th5 při LF vlevo		B dolní Thp vpravo		B dolní Thp vlevo
C/Thp							
trakce							
Mo. do LF	B při sinrot		B bilat.		B při dxrot		
Mo. do ROT	B při sinrot				B při dxrot		
Cp							
C1/C2	B při dxrot	B při dxrot	B při sinrot	B při sinrot	B při dxrot		B při dxrot
C2/C3	B při dxrot	B při dxrot	B při sinrot	B při sinrot	B při dxrot		
C3 a dál	B při dxrot		B při sinrot	B při dxrot		B při sinrot	
trakce							
Mo do LF	B horní Cp doprava		B dolní Cp doleva		B Cp doprava		B C3/C4 doprava
AO							
AO do AF							
AO do LF	B při dxrot		B při sinrot			B při dxrot	B při sinrot
žebra							
clavikula							
1. žebro				B bilat			
2. žebro	B bilat.	B dx			B dx		
3. žebro	B bilat.		B sin				B sin
4. žebro			B dx				B bilat.
5. žebro			B dx				
6. žebro							
7. žebro							

Příloha č. 3: Výsledky stabilometrického vyšetření

Vysvětlivky platící pro všechny tabulky:

- v jednotlivých tabulkách jsou vždy uvedeny parametry před a po mobilizacích
- č. 1-7 = probandi s konstituční hypermobilitou
- č. 8-14 = kontrolní skupina
- oranžová barva pole = abnormální hodnota parametru vzhledem k probandům stejného věku
- L = levá / vlevo, R = pravá / vpravo, F = vpřed, B = vzad
- Comp = průměrná hodnota

Proband	mCTSIB - před terapií						mCTSIB - po terapii					
	Mean COG Sway Velocity (deg/sec)						Mean COG Sway Velocity (deg/sec)					
	Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	Comp		Firm-EO	Firm-EC	Foam-EO	Foam-EC	Comp	
1	0,3	0,2	0,4	0,8	0,4		0,1	0,2	0,5	0,8	0,4	
2	0,3	0,4	0,5	1,6	0,7		0,3	0,4	0,4	1,4	0,6	
3	0,3	0,5	0,5	1,8	0,8		0,4	0,3	0,5	1,6	0,7	
4	0,2	0,2	0,4	1,1	0,5		0,3	0,3	0,5	1,2	0,6	
5	0,3	0,4	0,4	1	0,5		0,2	0,3	0,5	0,9	0,5	
6	0,3	0,2	0,5	1,2	0,6		0,3	0,4	0,5	0,9	0,5	
7	0,2	0,3	0,7	1,6	0,7		0,2	0,2	0,6	1,2	0,6	
8	0,2	0,3	0,5	1	0,5		0,2	0,3	0,4	0,9	0,5	
9	0,3	0,3	0,4	0,9	0,5		0,2	0,3	0,4	0,8	0,4	
10	0,2	0,2	0,6	1,1	0,5		0,2	0,3	0,4	1,1	0,5	
11	0,2	0,3	0,4	0,8	0,4		0,3	0,3	0,5	0,9	0,5	
12	0,2	0,3	0,6	0,9	0,5		0,3	0,3	0,4	0,9	0,5	
13	0,2	0,2	0,5	1	0,5		0,1	0,2	0,5	0,8	0,4	
14	0,2	0,3	0,4	1	0,5		0,3	0,4	0,5	1,1	0,6	

Tabulka 1. Výsledky testu mCTSIB před a po terapii (Firm = pevná podložka, Foam = pěnová, EO = oči otevřené, EC = oči zavřené, Comp = průměr)

Proband	ULS - před terapií						ULS - po terapii					
	Mean COG Sway Velocity (deg/sec)						Mean COG Sway Velocity (deg/sec)					
	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	DLRO (%)	DLRC (%)	L-EO	L-EC	R-EO	R-EC	DLRO	DLRC
1	0,7	1,3	0,9	1,7	13	13	0,7	1,4	0,9	1,8	13	13
2	0,5	2,8	0,6	2	9	17	0,6	2	0,7	2,1	8	2
3	0,5	3,9	0,8	3,3	23	8	0,8	4	0,7	2,4	7	25
4	0,5	1,7	0,6	1,3	9	13	0,4	1,4	0,7	3,5	27	43
5	0,4	2,3	0,7	1,6	27	18	0,5	2,8	0,8	2,5	23	6
6	0,6	1,8	0,7	1,5	8	9	0,5	1,7	0,5	1,5	0	6
7	0,5	1,8	0,8	2	23	5	0,7	1,8	0,7	2,4	0	14
8	0,5	1,2	0,5	1,2	0	0	0,5	1,4	0,7	2,2	17	22
9	0,5	1,2	0,7	1,6	17	14	0,6	1	0,7	1,5	8	20
10	0,5	1	0,6	1,5	9	20	0,5	1,3	0,6	1,2	9	4
11	0,4	1,6	0,5	1,4	11	7	0,5	1,3	0,7	1,6	17	10
12	0,5	1,8	0,7	1,6	17	6	0,4	1,3	0,6	2,3	20	28
13	0,5	1	0,4	1	11	0	0,6	1,2	0,6	1	0	9
14	0,8	2,5	0,8	1,8	0	16	0,9	2,4	0,8	1,8	6	14

Tabulka 2. Výsledky testu Unilateral Stance před a po terapii (DLRO – rozdíl v rychlosti výchylek DKK při otevřených očích, DLRC – při zavřených očích)

Proband	LOS - před terapií													
	RT-F	RT-B	RT-R	RT-L	RT-Comp	MVL-F	MVL-B	MVL-R	MVL-L	MVL-Comp	EPE-F	EPE-B	EPE-R	
1	0,73	0,72	0,73	0,96	0,79	3,4	4	4,8	5	4,3	96	85	112	
2	1,01	0,93	0,68	0,98	0,9	4,3	3,4	7,7	6,1	5,4	71	57	108	
3	1,21	1,11	1,07	1,09	1,12	3	3	2,4	3,1	2,9	87	58	77	
4	0,37	0,58	0,51	0,42	0,47	6,4	3,3	10	7,6	6,8	66	58	112	
5	0,55	0,58	0,6	0,52	0,56	3,6	5,3	8,2	6	5,8	74	75	104	
6	1,06	0,95	0,81	1,13	0,99	2,6	2,5	4	4,7	3,5	66	92	84	
7	0,64	0,62	0,99	1,02	0,82	2,4	2,7	3,8	3	3	73	96	114	
8	0,46	0,47	0,47	0,42	0,46	9,4	3,7	6,5	12,7	8,1	94	72	112	
9	0,5	0,6	0,69	0,57	0,59	4,3	3,5	9,5	6,3	5,9	87	55	116	
10	0,57	0,67	0,61	0,61	0,62	3,5	3,6	6,3	5	4,6	78	63	114	
11	1,13	0,9	1,03	1,33	1,1	3,2	3,3	4,9	5,4	4,2	89	83	106	
12	0,52	0,6	0,77	0,45	0,59	5,7	5	9,3	9,5	7,4	62	68	101	
13	0,55	0,49	0,44	0,46	0,49	3	4,5	8,6	7,1	5,8	73	102	127	
14	0,57	0,78	0,6	0,86	0,7	3,4	5,4	7,9	6,1	5,7	68	90	116	

Tabulka 3. Výsledky testu Limits of Stability před terapií (RT = reakční čas (s), MVL = rychlost pohybu (deg/s), EPE = koncové výchylky (% LOS))

Proband	LOS - po terapii													
	RT-F	RT-B	RT-R	RT-L	RT-Comp	MVL-F	MVL-B	MVL-R	MVL-L	MVL-Comp	EPE-F	EPE-B	EPE-R	
1	0,88	0,99	1,25	1,33	1,11	3,2	3	3,2	4,7	3,5	77	99	103	
2	0,54	0,68	0,74	1,17	0,78	5	4,9	7	6,7	5,9	80	82	107	
3	0,83	0,69	1,14	0,82	0,87	4,3	2,5	3,8	4,1	3,7	89	73	100	
4	0,66	0,52	0,71	0,47	0,59	7,2	3,8	9,2	9,4	7,4	73	71	115	
5	0,68	0,67	0,66	0,79	0,7	3,6	3,3	8,2	6,4	5,4	68	80	107	
6	0,67	0,76	1,15	0,8	0,85	3,4	3,5	5,3	7,9	5	65	86	114	
7	1,17	0,7	0,95	0,79	0,9	3,5	2,7	4,5	4,6	3,8	67	97	111	
8	0,5	0,51	0,46	0,47	0,49	7,5	4	8,6	11,1	7,8	105	71	108	
9	0,61	0,56	0,6	0,45	0,56	5,4	3,4	7,7	9,5	6,5	87	77	115	
10	0,87	0,5	0,77	0,55	0,67	5,7	4,5	10,1	9,5	7,5	56	75	96	
11	0,71	0,62	0,8	0,89	0,76	5	5,4	8,9	6,7	6,5	90	73	106	
12	0,62	0,72	0,58	0,52	0,61	5,5	3	5,7	7,4	5,4	64	69	112	
13	0,75	0,56	0,59	0,62	0,63	3,4	4,1	6,5	6,8	5,2	82	82	115	
14	0,51	0,5	0,63	0,62	0,57	5,1	6,3	8,7	6,1	6,6	59	99	122	

Tabulka 4. Výsledky testu Limits of Stability po terapii

Proband	LOS - před terapií													
	EPE-L	EPE-Comp	MXE-F	MXE-B	MXE-R	MXE-L	MXE-Comp	DCL-F	DCL-B	DCL-R	DCL-L	DCL-Comp	DCL-R	DCL-Comp
1	112	102	101	93	117	116	107	91	85	88	88	84	88	87
2	92	82	75	69	114	94	88	85	82	81	81	86	81	84
3	95	79	107	77	99	100	96	89	63	82	82	87	82	80
4	97	83	82	65	124	98	92	77	78	76	78	78	76	77
5	100	88	81	93	104	112	98	81	74	83	81	81	83	80
6	111	88	74	93	108	118	98	82	87	85	85	76	85	83
7	110	98	76	96	115	110	99	86	90	87	87	86	87	87
8	111	97	106	75	112	114	102	88	75	87	87	73	87	81
9	110	92	89	64	123	113	97	82	68	71	71	72	71	73
10	95	88	79	74	114	102	92	81	83	80	80	82	80	82
11	105	96	92	89	109	117	102	89	79	81	81	84	81	83
12	104	84	78	74	117	110	95	83	80	82	82	81	82	82
13	98	100	81	102	127	110	105	67	88	90	90	63	88	77
14	96	93	84	92	117	107	100	81	88	85	85	82	88	84

Tabulka 5. Výsledky testu Limits Of Stability před terapií (EPE = koncové výchylky (% LOS), MXE = maximální výchylky (%), DCL = směrová kontrola (%))

Proband	LOS - po terapií													
	EPE-L	EPE-Comp	MXE-F	MXE-B	MXE-R	MXE-L	MXE-Comp	DCL-F	DCL-B	DCL-R	DCL-L	DCL-Comp	DCL-R	DCL-Comp
1	109	97	82	100	103	110	99	91	88	92	85	85	92	89
2	106	94	87	85	115	109	99	85	82	85	87	87	85	85
3	72	84	105	86	111	84	97	78	77	78	69	69	78	76
4	98	89	90	76	119	107	98	87	72	81	73	73	81	78
5	103	90	74	88	109	105	94	84	82	82	83	83	82	83
6	125	98	68	89	116	130	101	68	84	87	73	73	84	78
7	100	94	73	97	112	113	99	85	86	89	86	86	89	87
8	106	98	106	71	108	109	99	94	75	85	65	65	85	80
9	117	99	94	87	118	119	105	82	72	77	71	71	77	76
10	100	82	75	78	112	112	94	82	84	77	85	85	77	82
11	113	96	99	85	107	113	101	94	72	86	86	86	72	85
12	102	87	85	73	114	112	96	83	76	79	77	77	76	79
13	110	97	90	84	115	110	100	91	85	92	83	83	85	88
14	103	96	69	99	122	116	102	75	85	86	80	80	85	82

Tabulka 6. Výsledky testu Limits Of Stability po terapií

RWS - před terapií										
Proband	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp	L/R DCL Slow	L/R DCL Mod	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp
1	4,2	5	9,3	6,2	71	79	85	78	85	78
2	3	4,6	9,6	5,7	65*	77	87	76	87	76
3	3,7	4,9	9,6	6,1	75*	77	87	80	87	80
4	3,7	5,2	11	6,6	77*	80	84*	80	84*	80
5	4,4	6,3	11,7	7,5	65*	68*	76*	70	76*	70
6	3,3	5,7	11,9	7	78*	84	93	85	93	85
7	3,4	4,3	6,3	4,7	74*	84	85	81	85	81
8	3,8	5,5	9,7	6,3	85	89	93	89	93	89
9	37	4,9	10,9	6,5	82	76	76	78	76	78
10	3,1	5	9,9	6	67*	73	87	76	87	76
11	2,8	3,7	11,4	6	62*	77	85	75	85	75
12	3,4	4,2	10,9	6,2	73*	80	88	80	88	80
13	2,7	3,8	8,5	5	67*	72	85*	75	85*	75
14	3,7	5,7	8,9	6,1	63	71*	86	73	86	73

Tabulka 7. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift před terapií (On-AV=On-Axis velocity – průměrná rychlost COG (deg/sec), slow, mod, fast = úrovně rychlosti, DCL = směrová kontrola (%))

RWS - po terapii										
Proband	L/R On-AV Slow	L/R On-AV Mod	L/R On-AV Fast	L/R On-AV Comp	L/R DCL Slow	L/R DCL Mod	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp	L/R DCL Fast	L/R DCL Comp
1	3,7	5	9,6	6,1	69	78	88	78	88	78
2	3,4	4,2	9,9	5,8	78	77	87	81	87	81
3	3,6	5,8	8,7	6	67	78	73	73	73	73
4	3,4	5,2	11,3	6,6	73	72	88	78	88	78
5	3,5	6,6	13,8	8	54	59	77	63	77	63
6	3,9	5,3	10,5	6,6	72	88	94	85	94	85
7	3	4,1	7	4,7	58	77	78	71	78	71
8	3,7	5,4	10,4	6,5	81	84	83	83	83	83
9	3,8	5,8	10,7	6,8	71	77	75	74	75	74
10	3	5,2	10,9	6,4	73	82	90	82	90	82
11	3,4	4,9	11,3	3,5	63	77	85	75	85	75
12	2,4	4,3	6	4,2	74	82	80	79	80	79
13	3,1	4,7	9,6	5,8	74	71	89	78	89	78
14	2,7	4,9	7,5	5	54	76	80	70	80	70

Tabulka 8. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift po terapii

Proband	RWS - před terapií									
	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp	F/B DCL Slow	F/B DCL Mod	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp
1	2,4	3,6	5,4	3,8	85	79	85	85	85	83
2	1,9	2,7	3,6	2,7	83	84	83	80	80	82
3	2,4	2,3	4,7	3,1	80	52	80	70	70	67
4	2,3	3,5	6,4	4,1	87	91	87	73	73	84
5	2,7	3,4	6,5	4,2	82	86	82	93	93	87
6	1,8	3	5,3	3,4	84	82	84	86	86	84
7	2,3	2,8	4,9	3,3	86	87	86	92	92	88
8	2,7	3,8	8	4,8	90	87	90	88	88	88
9	2,3	3,4	6,5	4,1	81	74	81	80	80	78
10	1,6	3,1	5,7	3,5	85	76	85	83	83	81
11	2,3	3,5	6,9	4,2	84	86	84	79	79	83
12	1,7	2,7	5,9	3,4	77	77	77	86	86	80
13	1,6	2,8	6,1	3,5	88	88	88	88	88	88
14	2,5	3,6	5,1	3,7	82	77	82	85	85	81

Tabulka 9. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift před terapií

Proband	RWS - po terapií									
	F/B On-AV Slow	F/B On-AV Mod	F/B On-AV Fast	F/B On-AV Comp	F/B DCL Slow	F/B DCL Mod	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp	F/B DCL Fast	F/B DCL Comp
1	2,2	3,8	6,8	4,3	76	87	76	87	92	85
2	2,7	2,8	5,4	3,6	79	82	79	82	77	79
3	5,3	6,3	3,1	4,9	69	75	69	59	59	68
4	2,1	3,3	7,5	4,3	86	87	86	81	81	85
5	2,3	3,5	6,4	4,1	87	86	87	90	90	88
6	1,6	2,9	5,4	3,3	77	82	77	82	82	80
7	1,9	2,9	3,5	2,8	85	90	85	87	87	87
8	2,5	4	7,8	4,8	86	89	86	85	85	87
9	2,8	3,6	8	4,8	76	86	76	79	79	80
10	1,9	2,6	5,5	3,3	79	87	79	80	80	82
11	2,4	3,2	7	4,2	85	85	85	83	83	84
12	1,8	2,9	5,9	3,5	77	81	77	86	86	81
13	1,7	2,9	5,5	3,4	86	88	86	89	89	88
14	2,2	3,2	4,2	3,2	81	90	81	92	92	88

Tabulka 10. Výsledky testu Rhythmic Weight Shift po terapií

Proband	SOU - před terapií									
	Lift-Up I. L.	Lift-Up I. R.	Lift-Up I. Diff.	MT L	MT R	MT Diff.	Impact I. L.	Impact I. R.	Impact I. Diff.	
1	56	76	15	1,35	1,01	14	61	61	0	
2	38	30	12	1,09	1,11	1	53	64	9	
3	35	50	18	1,26	1,12	6	50	64	12	
4	50	55	5	1,49	1,15	13	77	82	3	
5	38	51	15	1,4	1,51	4	71	75	3	
6	27	32	8	1,54	1,32	8	40	24	25	
7	33	39	8	1,23	1,17	3	46	54	8	
8	55	50	5	1,21	1,21	0	75	47	23	
9	46	44	2	1,2	1,17	1	43	34	12	
10	59	51	7	1,33	1,09	10	67	60	6	
11	46	50	4	1,25	1,1	6	71	73	1	
12	41	51	11	1,39	1,2	7	32	30	3	
13	59	56	3	1	1,02	1	54	51	3	
14	45	44	1	1,48	1,13	13	69	76	5	

Tabulka 11. Výsledky testu Step Up Over před terapií (Lift-up I. = dopadová (výstupová) síla DK (% těl. váhy), MT = movement time (s), Impact I. = dopadová (sestupová) síla DK (% těl. váhy))

Proband	SOU - po terapii									
	Lift-Up I. L.	Lift-Up I. R.	Lift-Up I. Diff.	MT L	MT R	MT Diff.	Impact I. L.	Impact I. R.	Impact I. Diff.	
1	59	68	7	1,46	1,2	10	72	60	9	
2	28	29	2	1,05	1,19	6	89	64	16	
3	38	48	12	1,24	1,03	9	57	68	9	
4	55	60	4	1,05	1,04	0	86	85	1	
5	43	54	11	1,29	1,31	1	68	68	0	
6	31	41	14	1,74	1,37	12	27	35	13	
7	43	51	9	1,71	1,18	18	61	59	2	
8	43	50	8	1,26	1,15	5	50	50	0	
9	48	64	14	1,13	1,04	4	35	45	13	
10	52	52	0	1,3	1,05	11	62	67	4	
11	54	49	5	1,18	0,96	10	83	69	9	
12	50	49	1	1,14	1,14	0	47	36	13	
13	51	58	6	0,95	1,07	6	31	28	5	
14	49	47	2	1,13	1,08	2	72	71	1	

Tabulka 12. Výsledky testu Step Up Over po terapii

FL - před terapií													
Proband	Distance L	Distance R	Distance Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	CTL	CTR	CT Diff.	FIL	FIR	FI Diff.	
1	50	48	2	22	24	4	0,95	1,02	4	4	97	106	4
2	54	59	4	33	36	4	0,95	0,75	12	12	106	90	8
3	58	55	3	37	38	1	0,96	0,96	0	0	114	114	0
4	57	60	3	42	38	5	0,89	0,92	2	2	105	106	0
5	49	54	5	26	37	17	1,25	1,15	4	4	136	128	3
6	53	54	1	24	19	12	1,04	1,01	1	1	108	109	0
7	43	44	1	22	24	4	0,93	0,93	0	0	97	100	2
8	64	60	3	49	42	8	0,99	0,98	1	1	115	114	0
9	41	45	5	44	45	1	0,86	1,01	8	8	97	113	8
10	57	61	3	34	30	6	0,86	0,95	5	5	98	106	4
11	53	51	2	35	44	11	0,91	0,81	6	6	102	97	2
12	53	52	1	28	31	5	1,17	1,33	6	6	129	144	5
13	53	53	0	39	34	7	0,96	0,81	8	8	103	90	7
14	44	47	3	31	20	22	0,93	1,14	10	10	98	118	9

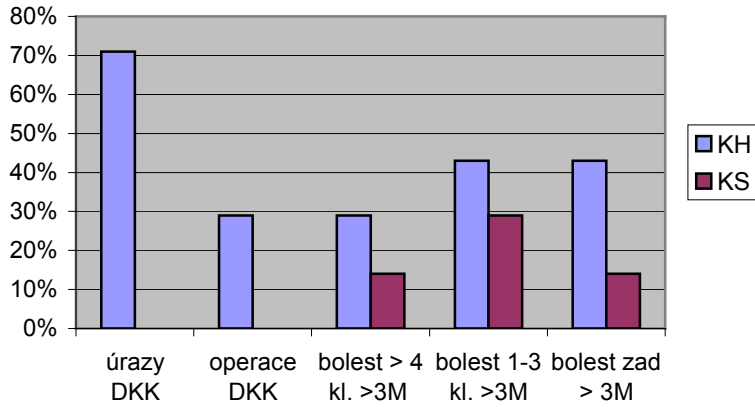
Tabulka 13. Výsledky testu Forward Lunge před terapií (Distance = vzdálenost (% těl. výšky), Impact I. = dopadová síla DK (% těl. váhy), CT = kontaktní čas (s), FI = Force Impuls = impuls síly (% těl. váhy, s)

FL - po terapií													
Proband	Distance L	Distance R	Distance Diff.	Impact I. L	Impact I. R	Impact I. Diff.	CTL	CTR	CT Diff.	FIL	FIR	FI Diff.	
1	51	48	3	23	20	7	0,96	1,07	5	5	98	110	6
2	56	57	1	35	39	5	0,9	0,77	8	8	104	93	6
3	59	58	1	33	32	2	0,92	0,96	2	2	107	113	3
4	56	59	3	37	41	5	0,88	0,87	1	1	102	102	0
5	54	60	5	35	37	3	1,18	1,15	1	1	132	128	2
6	49	49	0	21	18	8	1,09	1,11	1	1	111	116	2
7	46	50	4	22	23	2	0,95	0,94	1	1	99	100	1
8	64	63	1	45	39	7	0,92	0,93	1	1	109	111	1
9	52	53	1	43	47	4	0,82	0,76	4	4	95	93	1
10	57	62	4	32	27	8	0,83	0,86	2	2	96	96	0
11	46	51	5	33	43	13	0,84	0,83	1	1	95	101	3
12	51	55	4	27	30	5	1,06	0,96	5	5	117	109	4
13	49	52	3	34	33	1	0,93	0,93	0	0	99	99	0
14	46	48	2	20	24	9	1	1,01	0	0	105	105	0

Tabulka 14. Výsledky testu Forward Lunge po terapií

Příloha č. 4: Výsledky dotazníku

DOTAZNÍK



Vysvětlivky:

KH – skupina s konstituční hypermobilitou

KS – kontrolní skupina

úrazy DKK – úrazy dolních končetin

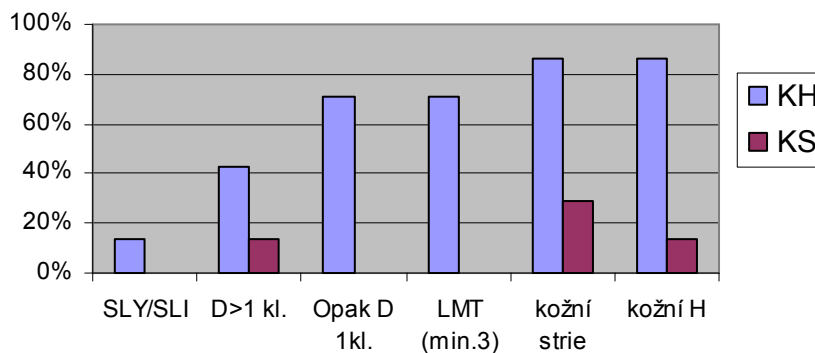
operace DKK – operace dolních končetin

bolest > 4 kl. > 3M – bolest více než 3 kloubů déle než 3 měsíce

bolest 1-3 kl. > 3M – bolest 1-3 kloubů déle než 3 měsíce

bolest zad > 3M – bolest zad déle než 3 měsíce

DOTAZNÍK



Vysvětlivky

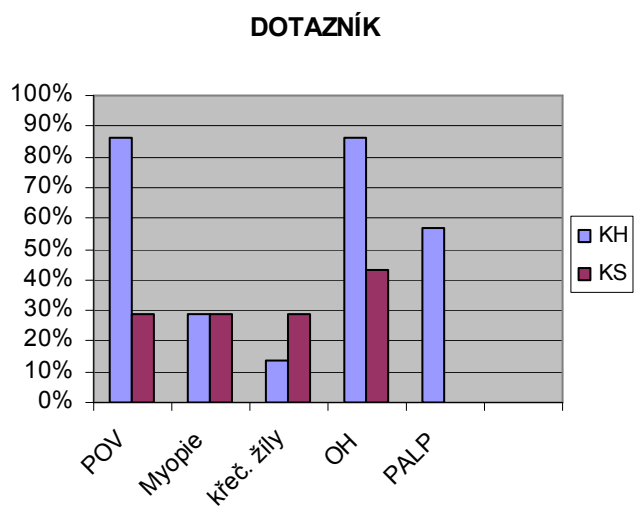
SLY/SLI – spndylolýza, spondylolistéza

D > 1 kl. – dislokace více než jednoho kloubu

Opak. D 1 kl. – opakovaná dislokace jednoho kloubu

LMT (min. 3) – léze měkkých tkání, minimálně tři (epikondylitidy, bursitidy, tendinitidy)

kožní H – kožní hyperextensibilita



Vysvětlivky:

POV – pokleslá oční víčka

křeč. žíly – křečové žíly

OH – ortostatické hypotenze

PALP - palpitace

Seznam použitých obrázků a tabulek

Obrázek 1. Diagnostická kritéria dle Beightona (<http://www.hypermobility.org/>)

Obrázek 2. a) Vyšetření rozsahu retroflexe trupu

b) Vyšetření rozsahu předklonu trupu (Lewit, 2003)

Obrázek 3. Vyšetření rozsahu úklonu trupu (Lewit, 2003)

Obrázek 4. a) Vyšetření rozsahu rotace trupu

b) Vyšetření rotace hlavy a krční páteře (Lewit, 2003)

Obrázek 5. Vyšetření rozsahu extenze v loktech (Lewit, 2003)

Obrázek 6. Vyšetření spojení rukou na zádech mezi lopatkami (Lewit, 2003)

Obrázek 7. Vyšetření abdukce ramenního kloubu (Lewit, 2003)

Obrázek 8. Vyšetření extenze v kolenním kloubu (Lewit, 2003)

Obrázek 9. Kotníková strategie (Balance Master Manual, 2002)

Obrázek 10. Kyčelní strategie (Balance Master Manual, 2002)

Obrázek 11. Balance Master System

(<http://www.onbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/los.aspx>)

Obrázek 12. Příslušenství Balance Masteru

(<http://www.onbalance.com/neurocom/products/Accessories.aspx#foam>)

Obrázek 13. Porovnání výsledků testu LOS, parametru RT – R před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Obrázek 14. Porovnání výsledků testu LOS, parametru MVL – L před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Obrázek 15. Porovnání výsledků testu FL, parametru Impact I. L před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Obrázek 16. Porovnání výsledků testu FL, parametru CT Diff. před a po mobilizacích u skupiny s KH a skupiny kontrolní

Obrázek 17. Výsledky mobilizací

Obrázek 18. Výsledky mobilizací

Obrázek 19. Výsledky mobilizací

Obrázek 20. Výsledky mobilizací

Obrázek 21. Výsledky mobilizací

Tabulka 1. Typy kolagenu (Dylevský, Duga, Mrázková, 2000)

Tabulka 2. Neuromuskuloskeletální příznaky a sekundární důsledky KH (Simpson, 2006)

- Tabulka 3. Diagnostická kritéria dle Beightona (Grahame, 2000)
- Tabulka 4. Hlavní a vedlejší diagnostická kritéria dle Beightona (Grahame, 2000)
- Tabulka 5. Statistické zpracování parametrů testu m CTSIB před a po mobilizacích
- Tabulka 6. Statistické zpracování parametrů testu US před a po mobilizacích
- Tabulka 7. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability před mobilizacemi
- Tabulka 8. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability po mobilizacích
- Tabulka 9. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability před mobilizacemi
- Tabulka 10. Statistické zpracování parametrů testu Limits Of Stability po mobilizacích
- Tabulka 11. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift před mobilizacemi
- Tabulka 12. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift po mobilizacích
- Tabulka 13. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift před mobilizacemi
- Tabulka 14. Statistické zpracování parametrů testu Rhythmic Weight Shift po mobilizacích
- Tabulka 15. Statistické zpracování parametrů testu Step Up Over před mobilizacemi
- Tabulka 16. Statistické zpracování parametrů testu Step Up Over po mobilizacích
- Tabulka 17. Statistické zpracování parametrů testu Forward Lunge před mobilizacemi
- Tabulka 18. Statistické zpracování parametrů testu Forward Lunge po mobilizacích
- Tabulka 19. Výsledky mobilizací
- Tabulka 20. Výsledky mobilizací
- Tabulka 21. Výsledky testů mCTSIB
- Tabulka 22. Výsledky testů Unilateral Stance
- Tabulka 23. Výsledky testů Limits Of Stability
- Tabulka 24. Výsledky testů Rhythmic Weight Shift
- Tabulka 25. Výsledky testů Step Up Over
- Tabulka 26. Výsledky testů Forward Lunge
- Tabulka 27. Výsledky testů mCTSIB
- Tabulka 28. Výsledky testů Unilateral Stance
- Tabulka 29. Výsledky testů Limits Of Stability
- Tabulka 30. Výsledky testů Rhythmic Weight Shift
- Tabulka 31. Výsledky testů Step Up Over
- Tabulka 32. Výsledky testů Forward Lunge