

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

VZTAHY HIPSTRESS BIOMECHANICKÉHO MODELU KYČELNÍHO KLOUBU A
FUNKČNÍHO KLINICKÉHO VYŠETŘENÍ – PILOTNÍ STUDIE

Bakalářská práce

Autor: Filip Jevič, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Marcela Šafářová

Praha 2009

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Filip Jevič

Název diplomové práce: Vztahy HIPSTRESS biomechanického modelu kyčelního kloubu a funkčního klinického vyšetření – pilotní studie

Pracoviště: Klinika rehabilitace

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Marcela Šafářová

Rok obhajoby diplomové práce: 2009

Abstrakt: Tato práce hledá vztahy mezi parametry tlakového a silového zatížení kyčelního kloubu, kvalitou pohybového stereotypu a degenerativními změnami v kloubu. V teoretické části uvádíme různé faktory, které mají vliv na stabilitu kyčelního kloubu, popis biomechanického modelu HIPSTRESS a ontogenetický vývoj svalových souher v oblasti kyčelního kloubu. Ve speciální části definujeme, v souvislostech vývojové kineziologie, tři nové funkční testy pohybových stereotypů dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci. Dále publikujeme výsledky nových testů a výpočtů metody HIPSTRESS u tří vyšetřovaných jedinců. V diskuzi rozebíráme problematiku body obou přístupů i jejich vzájemného porovnávání.

Klíčová slova: kyčelní kloub, funkčně centrovaný kloub, funkční vyšetření, biomechanický model, pohybový stereotyp

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Filip Jevič

Title of the master thesis: Relations between HIPSTRESS biomechanical model of the hip joint and functional clinical examination

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Marcela Šafářová, MA.

The year of presentation: 2009

Abstract: This paper strives to find relations between pressure and force stress on the hip joint, the quality of muscular pattern and degenerative changes of the joint. In the theoretical section we bring out various factors affecting the stability of the hip joint, depict the biomechanical model HIPSTRESS and describe ontogeny of muscular coordination in the hip joint area. In the specialized section we define, in the framework of kinesiology of child evolution, three new functional tests of lower extremities' muscular patterns in a closed kinematic succession. Next we publish the outcomes of HIPSTRESS method new tests and calculations on three examined individuals. In the end we discuss questionable points of both approaches and their comparisons.

Keywords: hip joint, functional examination, biomechanical model, muscular pattern

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Marcely Šafářové, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Praze dne 17. 4. 2009

.....

Poděkování autora

Děkuji Mgr. Marcele Šafářové inspirativní, kritické i vstřícné vedení bakalářské práce a RNDr. Matěji Danielovi PhD. z Laboratoře biomechaniky člověka, která je součástí ČVUT v Praze, Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechanotroniky, za spolupráci při práci s modelem HIPSTRESS. Dále děkuji MUDr. Petrovi Kleiblovi za RTG snímky vyšetřovaných jedinců, Lukáši Hyksovi za natočení a grafickou úpravu videomateriálů z vyšetření a Robertu Tschornovi za expresní překlad vybraných částí do anglického jazyka.

Děkuji vyšetřovaným za jejich ochotu a čas a ... děkuji Elišce.

Seznam zkratek

AP	Antero-posteriorní
CCD	Kolodigrafy
CNS	Centrální nervový systém
CT	Computer tomography
ČVUT	České vysoké učení technické
deg	Úhlové stupně
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
HK	Horní končetina
KK	Kyčelní kloub
kPa	Kilopascal
MPa	Megapascal
MRI	Magnetic resonance imaging
N	Newton
OA	Osteoartróza
PEMG	Povrchová elektromyografie
PF	Punctum fixum
TrP	Trigger point
TeP	Tender point
RTG	Rentgen

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK.....	6
OBSAH.....	7
1. ÚVOD.....	9
2. PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Anatomie kyčelního kloubu.....	10
2.1.1. Pasivní části kyčelního kloubu.....	10
2.1.2. Aktivní aparát kyčelního kloubu.....	11
2.2. Stabilita kyčelního kloubu.....	11
2.2.1. Tvarové predispozice kostí a stabilita.....	12
2.2.2. Vazivový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu.....	14
2.2.3. Svalový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu – biomechanický a kineziologický pohled.....	15
2.2.4. Svalový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu – pohled vývojové kineziologie.....	16
2.3. Ontogeneze svalových souher kyčelního kloubu.....	17
2.3.1. Novorozenec.....	17
2.3.2. Polovina prvního trimenonu.....	18
2.3.3. Konec prvního trimenonu.....	18
2.3.4. Polovina druhého trimenonu.....	19
2.3.5. Konec druhého trimenonu.....	20
2.3.6. Polovina třetího trimenonu.....	21
2.3.7. Čtvrtý trimenon - vertikalizace.....	21
2.4. Funkční klinické vyšetření.....	22
2.4.1. Funkční ortopedické dotazníky.....	23
2.5. Biomechanický model HIPSTRESS.....	23
3. CÍL PRÁCE.....	28
4. METODIKA.....	29
5. VÝSLEDKY.....	30
5.1. Popis nových funkčních testů.....	30
5.1.1. Rytíř-střelec.....	30
5.1.2. Dřep-vzpěrač.....	34
5.1.3. Squat-šermíř.....	37
5.2. Nové funkční testy-výsledky vyšetření.....	38
5.2.1. Rytíř-střelec.....	38
5.2.2. Dřep vzpěrač.....	40

5.2.3. Squat-šermíř.....	43
5.3. Biomechanický model HIPSTRESS – výsledky vyšetření.....	45
7. ZÁVĚRY.....	57
8.SOUHRN.....	58
9.SUMMARY.....	59
10.REFERENČNÍ SEZNAM.....	60
11.PŘÍLOHY.....	63
11.1. Kazuistika pacienta.....	66

1. ÚVOD

Na počátku našeho zájmu o problematiku funkčního vyšetření kyčelního kloubu stál termín „preartróza“. Je obecně známým faktem, že jedinci, kteří prošli významnými ortopedickými událostmi v této oblasti (vrozená kyčelní dysplazie, morbus Calvé-Legg-Pertes či traumatické postižení kyčelního kloubu), jsou predisponováni ke vzniku coxartrózy (Trnavský, 2002, Dungal, 2005). Ortopedický pohled zdůrazňuje změny biomechanických poměrů na kostech (kolodiafyzární úhel, torzní úhel krčku femuru či Wibergův úhel centrace hlavice femuru v acetabulu) a z nich vyplývající změny v tlakovém zatížení kyčelního kloubu. Rehabilitace se zabývá především funkčními poruchami, které ovlivňují pohyb v kloubu a mohou vyústit v jeho strukturální postižení (např. coxa valga antetorta u jedinců s dětskou mozkovou obrnou). Je pravděpodobné, že součástí kompletního klinického obrazu „preartrózy“ jsou nejen morfologické změny, ale i změny funkční. Přesné posouzení obou aspektů, vztahů mezi nimi a jejich vlivu na zdravotní stav pacienta je součástí každého zodpovědného klinického vyšetření a zásadně se podílí na úspěchu zvolené terapie.

Uvědomujeme si, že tak složitý (navzájem se obousměrně ovlivňující) vztah funkce a tvaru tato práce nemůže plnohodnotně vysvětlit. Pokoušíme se do této komplikované a zároveň důležité problematiky alespoň vstoupit a případné poznatky později rozpracovávat.

Za začátek patologického cyklu funkčních změn, který mnohdy vyúští v degenerativní změny v kloubu, považuje Janda (1984) poruchu pohybového stereotypu. Současná vyšetření pohybových stereotypů dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci hodnotí pohyb jen v omezeném kloubním rozsahu, který neodpovídá běžným lidským činnostem jako běh, vstávání ze sedu, chůze do schodů aj. Tuto mezeru se snažíme alespoň zčásti vyplnit popisem tří nových funkčních testů dynamického pohybového stereotypu dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci.

Mechanické zatížení kloubu je obtížně měřitelné. Biomechanický model HIPSTRESS umožňuje z RTG snímku vypočítat sílu a tlak působící na kyčelní kloub při stožení na jedné noze. Porovnáním výsledků metody HIPSTRESS a nových funkčních testů u tří vyšetřovaných jedinců hledáme vztahy mezi parametry tlakového a silového zatížení kyčelního kloubu, kvalitou pohybového stereotypu a degenerativními změnami v kloubu.

2. PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomie kyčelního kloubu

„Dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu pohybové soustavy“ (Véle, 2006, 241). Pro tuto, specificky lidskou, funkci prošly značným fylogenetickým vývojem při adaptaci na bipedální lokomoci. Nejdramatičtější změny prodělal pánevní pletenec a s ním i kyčelní kloub (Palastanga, Field, Soames, 2006).

„Spojení dolní končetiny anatomicky dělíme na spojení pletence dolní končetiny (*articulationes cinguli membri inferiores*) a na spojení volné dolní končetiny (*articulationes membri inferioris liberi*)“ (Sinělnikov, 1980, 226). Kyčelní kloub je nejproximálnější z řady spojení volné dolní končetiny distálně následován kloubem kolenním, tibiofibulárním spojením hlezenními klouby a klouby nohy (Sinělnikov, 1980, Čihák, 2006). Z funkčního pohledu by se tak dal nazvat jakousi přestupní drahou mezi volnou dolní končetinou a jejím pletencem, respektive trupem (Dylevský, 2009). Podílí se zásadně na přenosu hmotnosti těla, obzvláště při lidsky specifické, bipedální lokomoci (Palastanga, Field, Soames, 2006).

2.1.1. Pasivní části kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je kloubem kulovým (*articulatio sphaeroidea*), omezeným, se třemi stupni volnosti. Artikulujícími plochami jsou hyalinní chrupavka na hlavici kosti stehenní (*caput femoris*) a chrupavkou pokrytá část acetabula pánevní kosti (*facies lunata*). Na volný okraj acetabula navazuje labrum acetabulare, které přispívá k prohloubení jamky kyčelního kloubu (Čihák, 2006). Kloubní pouzdro (*capsula articularis*) je připevněno na os coxae po celém okraji labrum acetabulare. Na femur dosahuje ventrálně na *linea intertrochanterica*, dorzálně zaujímá dvě třetiny krčku stehenní kosti (*collum femoris*), na *crista intertrochanterica* se neupíná (Sinělnikov, 1980, Čihák, 2006). Kloubní pouzdro je zesíleno vazivovou *zona orbicularis*, která obkružuje *collum femoris* a upíná se na *spina iliaca anterior inferior*. Dalšími mimokloubními vazy jsou *lig. iliofemorale* na ventrální straně kloubu (od *spina iliaca anterior inferior* po *linea intertrochanterica*), *lig. pubofemorale* (od *ramus superior ossis pubis* jde kaudálně a spoluvytváří *zona orbicularis*) a *lig. ischiofemorale* na dorzální straně (od *corpus ossis ischii* a podobně jako předchozí vaz spoluvytváří *zona orbicularis*) (Čihák, 2006). Detailnější popis zbylých anatomických struktur se nalézá v

příslušných anatomických publikacích. Pro účel této práce jsou důležitější strukturálně-funkční vztahy a jejich role ve stabilitě kloubu.

2.1.2. Aktivní aparát kyčelního kloubu

„Svalová soustava,...,je funkčně spjata s pohyblivě spojeným skeletem. Vytváří aktivní pohybový aparát, nervově řízený“ (Čihák, 2006, 321).

Čihák (2006) rozděluje svaly kyčelního kloubu na přední skupinu (m. iliopsoas), zadní skupinu (povrchově uložené m. gluteus maximus, medius, minimus a m. tensor fasciae latae a hluboké pelvitrochanterické svaly - m. piriformis, mm. gemelli, m. obturatorius internus a m. quadratus femoris). Pohyb kyčelního kloubu dále ovlivňují svaly stehna: ventrální skupina flexorů (m. sartorius a m. rectus femoris), mediální skupina adduktorů (m. pectineus, m. adductor longus, brevis et magnus, m. gracilis a m. obturatorius externus) a dorsální skupina extenzorů (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus).

Z funkčního pohledu můžeme rozdělit svaly na skupinu flexorů, extenzorů, abduktorů, adduktorů, zevrních a vnitřních rotátorů. S jednotlivými pohyby souvisí rozdělení svalů na hlavní, pomocné, neutralizační a stabilizační (Čihák, 2006, Dylevský, 2009).

Pro funkci jednotlivých svalů je podstatné místo jejich úponu jak na pánevní, tak na stehenní kosti (viz Obrázek 27, Obrázek 28, Obrázek 29 a Obrázek 30 v příloze) a z něj vyplývající kombinovaná funkce (např. m. pectineus – addukce, pomocná flexe a zevní rotace kyčelního kloubu (Sinělnikov, 1980).

Z pohledu funkce je dále podstatné rozdělení na jednokloubové a vícekloubové svaly. *„Vícekloubové svaly nemohou vykonat současný plný rozsah pohybů ve všech kloubech na něž působí“ (Čihák, 2006, 325).* Typicky dvoukloubové jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. sartorius, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae a m. gracilis. Zástupcem vícekloubových svalů je v oblasti kyčelního kloubu m. psoas major.

2.2. Stabilita kyčelního kloubu

Termínu stabilita se používá technicky při popisu chování pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly. ... Tělo však nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa, protože jeho tvar je – proměnlivý... Proto se u živého lidského těla nedá

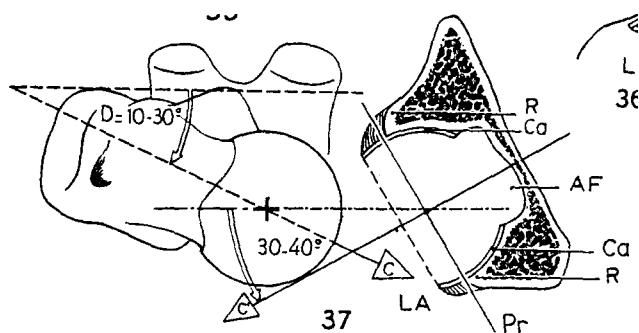
mluvit o tvarové stabilitě, ale o aktivní stabilizaci polohy těla na pevné podložce, event. o stabilizaci postury, tj. o udržení dané konfigurace pohyblivých částí (Véle, 2006, 102)

Véle (2006) dále zdůrazňuje vliv aferentních podnětů z receptorů těla a zásadní roli CNS v řízení stabilizačních procesů. V rámci vývojové kineziologie je zdůrazňováno především zranění CNS v souvislosti se stabilizací postury (Vojta, 1993, 1995, Kolář, 1998, 2001, Lewit, 2003). Stabilizace segmentů těla pomocí ko-aktivace svalů s antagonistickou funkcí je znakem zranění CNS (Kolář, 1998).

„Stabilita kloubu je ovlivněna tvarem artikulujících ploch, silou kloubního pouzdra, kloubními vazy a svaly, které kyčelní kloub lemují“ (Palastanga, Field, Soames, 2006, 346).

2.2.1. Tvarové predispozice kostí a stabilita

Tvar acetabula, velikost hlavice femuru, směr osy femorálního krčku a osy acetabula jsou hlavními kostěnými faktory pro stabilitu kyčelního kloubu (Kapandji, 1987). Základní fylogenetickou daností je vztah os acetabula a krčku femuru. Osa acetabula směřuje kaudálně, laterálně a *ventrálně*, zatímco osa krčku femuru kraniálně, mediálně a *ventrálně*. Právě poslední ze směrů je příčinou křížení obou os, které má své funkční důsledky v jednotlivých polohách v kloubu (viz Obrázek 1).

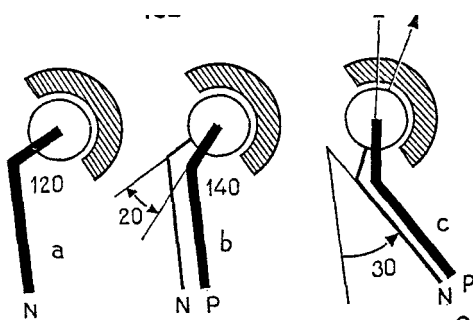


Obrázek 1. Transverzální řez kyčelním kloubem v úrovni acetabula. Osa krčku femuru (C) svírá s osou acetabula (C') fyziologický úhel 30°-40°. Na obrázku dále znázorňuje torzní úhel hlavice femuru (D), fossa acetabularis (AF), chrupavku acetabula (Ca), labrum acetabulare (LA) a rovinu protnutou okrajem acetabula (Pr). (Kapandji, 1987)

Ve vzpřímené pozici není hlavice femuru zcela kryta acetabulem a největšímu tlaku je vystavena její antero-superiorní část. Aby byla zcela kryta hlavicí jamkou, je nutné nastavit kyčelní

kloub do přibližně 90° flexe, malé abdukce a zevní rotace (Kapandji, 1987). Popsané nastavení odpovídá kvadrupedální chůzi, tedy modelu fyziologicky staršímu. Fylogenezi kyčelního kloubu lze shrnout jako postupnou ztrátu koincidence kloubních ploch (Kapandji, 1986).

Samotná osa krčku femuru má fyziologické i patologické odchylky, které kongruenci kloubních ploch ovlivňují. Obecně se popisují dva úhly: v rovině frontální je to kolodiafyzární úhel (CCD), definovaný jako úhel, který svírá podélná osa těla stehenní kosti s osou jejího krčku a torzní úhel v rovině transversální, měřený mezi ramenem spojujícím kondyly femuru a ramenem totožným s osou krčku (Dungl, 2005). Oba úhly jsou působením tahu svalů a způsobem zatížení v průběhu ontogeneze fyziologicky formovány ve směru snižování obou úhlů (Dungl, 2005) (vývoj CCD úhlu viz Obrázek 26 v příloze). Norma v dospělém věku je 125° u CCD úhlu a 14° u torzního úhlu s tolerancí 8°-15° (Dungl, 2005). Tvarové varianty ve zmíněných úhlech se projevují v odlišné kongruenci kloubních ploch při pohybech ve frontální a transversální rovině (Kapandji, 1987) (viz Obrázek 2). Coxa valga antetorta je náchylná k dislokaci v kloubu, což potvrzuje i klinický příklad u coxa valga antetorta u jedinců postižených dětskou mozkovou obrnou (Kolář, 1998).



Obrázek 2. Frontální řez kyčelním kloubem znázorňuje vliv velikosti CCD úhlu na postavení hlavice v jamce. Fyziologický CCD úhel (N) (obr. a) je porovnán s tzv. coxa valga při CCD úhlu 140°(P) na obrázku b. Addukce velikosti 30° u patologické kyčle odpovídá 50° u kyčle fyziologické(c). Obdobná situace je při zvýšeném torzním úhlu femuru v transversální rovině. (Kapandji, 1987)

Ontogenetickým vývojem prochází i úhel acetabula (Obrázek 26 v příloze), který je definovaný jako úhel, který „svírá rovina vchodu acetabula s rovinou sagitální“ (Dungl, 2005, 809). V dospělosti dosahuje 42-45° (Dungl, 2005).

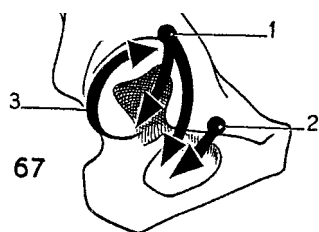
Míru centrace hlavice v jamce kyčelního kloubu udává tzv. Wibergův úhel, který „svírá kolmice procházející středem hlavice se spojnicí středu hlavice a laterálního okraje acetabula“ (Dungl, 2005, 815). „V současné době se za normální považují hodnoty 20°“ (Dungl, 2005, 815).

2.2.2. Vazivový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu

Kloubní pouzdro kyčelního kloubu má tvar cylindrické trubice (Kapandji), je velmi silné, ventrálně tlustší (Palastanga, Field, Soames, 2006, Čihák, 2006), anteromediálně navíc zesílené caput reflexum m. rectus femoris (Palastanga, Field, Soames, 2006, Kapandji, 1986) a antrolaterálně hlubokými vlákny m. gluteus minimus (Harper). Směr vláken pouzdra je longitudinální (probíhající paralelně s osou krčku a spojující artikulující plochy), šikmý (stejná funkce), obloukovitý (přípevněné pouze na pánevní kost, pomáhají udržet hlavici v kloubu) a cirkulární (nejsou spojené s kostí, obkružují krček femuru a jsou známa také pod názvem zona orbicularis) (Kapandji, 1987). Klinicky významné je relativní zeslabení pouzdra dorzokraniálně, které „umožňuje“ zadní luxaci kloubu při traumatech (autonehody) či luxací v rámci operativních výkonů na kyčelním kloubu (Dungl, 2005).

Vazivový aparát kloubu doplňují kolemkloubní vazy: lig. iliofemorale, lig pubofemorale na ventrální straně a lig. ischiofemorale dorzálně.

V průběhu fylogenetického vzpřimování člověka se pánev naklání do retroverze (Kapandji, 1986) všechna ligamenta se obtočila okolo krčku femuru ve směru hodinových ručiček. Ve vzpřímeném postavení jsou ligamenta jen mírně natažená (Palastanga, Field, Soames, 2006, Kapandji, 1986) Extenze tato ligamenta ovinuje okolo krčku femuru a tím natahuje, zatímco flexe je rozvíjí a tím pádem rozvolňuje (viz Obrázek 3). Klinický důsledek je známý v podobě doporučení neprovádět po totální endoprotéze kyčelního kloubu flexi nad 90°. U ostatních pohybů se ligamenta nechovají uceleně. Reakce ligament na pohyby v kyčelním kloubu shrnuje Tabulka 5 v příloze.

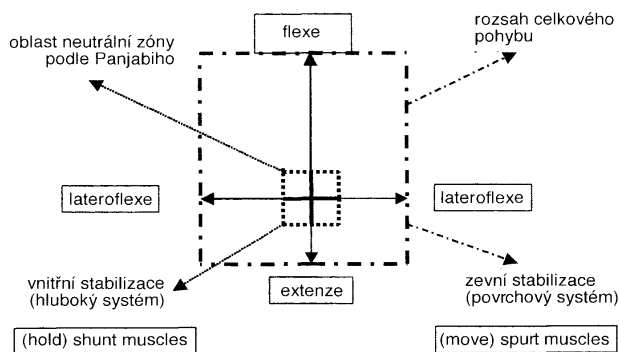


Obrázek 3. Pravá kyčel při pohledu z boku. V důsledku vzpřimování postury ve fylogenetickém vývoji jsou kloubní vazy obtočeny ve směru hodinových ručiček okolo krčku femuru. Extenze je natahuje, flexe rozvolňuje (Kapandji, 1987).

2.2.3. Svalový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu – biomechanický a kineziologický pohled

„Udržování vzpřímeného držení závisí nejen na fyzikálních parametrech (gravitaci, hmotnosti, výšce těla, struktuře segmentů, vlastnostech oporné plochy apod.), ale především na svalové aktivitě“ (Véle, 2006, 103)

MacConaill (1949), vychází z mechanických pojmů anglických inženýrů 19. století a dělí svaly dle jejich polohy k pohybujícím se kostem na „shunt muscles“ a „spurt muscles“. Shunt muscles, stabilizační svaly (Véle, 2006), působí svou silou v podélné ose kosti či kloubního spojení, zatímco spurt muscles, záběrové svaly (Véle, 2006), působí tangenciálním tahem po oblouku pohybu. MacConaill dodává, že hlavním zdrojem tohoto mechanického rozdělení je prostý biomechanický, anatomickými znalostmi podložený, pohled na začátky a úpony jednotlivých svalů. Lze konstatovat, že sval, který má začátek blízko kloubu a úpon daleko na kosti je svalem stabilizačním (shunt muscle), zatímco sval, který začíná daleko od kloubu a upíná se blízko něj je svalem záběrovým (spurt muscles). MacConaillovu matematickou analýzu potvrzuje mimo jiné Basmajian (1959) v elektromyografické studii flexe a extenze loketního kloubu. Véle (2006), který ve své kapitole o stabilizaci polohy těla využívá MacConaillovy termíny, přidává k shunt muscles charakteristiku „krátké, slabé, hluboko uložené tonické svaly“ (Véle, 2006, 103) a ke spurt muscles „delší, silné, povrchní svaly fázické povahy“ (Véle, 2006, 103). Termíny fázické a tonické Véle nepoužívá ve smyslu funkce (posturální a kinetické), nýbrž z charakteru jejich metabolismu a povahy jejich nervového zásobení. Navíc začleňuje toto myšlení do Panjabihho termínů „oblast neutrální zóny“ a oblast „zevní stabilizace“, kdy do neutrální zóny začleňuje shunt muscles a do zóny zevní stabilizace spurt muscles (viz Obrázek 4).



Obrázek 4. „Zevní a vnitřní stabilizace ve vzpřímeném držení“ (Véle, 2006, 105).

Sám MacConaill připomíná jisté limity striktního rozdělení jednotlivých svalů na spurt a shunt muscles, což ukazuje na případu m. adductor magnus. Nejvíce ventrální „pubická“ vlákna jsou dle svého umístění záběrové, zatímco dorzální část bychom řadili mezi stabilizační svaly. Kapandji (1987) posuzuje svalovou funkci v závislosti na poloze v kloubu. Uvádí příklad m. gluteus medius a jeho dvě složky působení na kloub: centrifugální (shunt muscle) a tangenciální vliv (spurt muscle). První hraje významnější roli v menším stupni abdukce, role druhého se stupňuje s rostoucí abdukci a dosahuje vrcholu při abdukci 35°. Stejná vlákna stejného svalu působí při odlišných polohách v kloubu jako zástupce obou zmíněných kategorií. Janda výše uvedené poznatky shrnuje takto: „*Uvažujeme-li o antagonismu nebo synergismu určitých svalových skupin, pak je vždy třeba připomenout dovětek, totiž za jakých okolností je tento funkční vztah uvažován*“ (Janda, 1984, 27)

Tento fakt řeší Véle (2006) v oblasti kyčelního kloubu tím, že mezi stabilizační svaly zařazuje jen mm. obturatorii, mm. gemelli, m. quadratus femoris a m. piriformis. Tyto svaly jsou v každé pozici kyčelního kloubu stabilizačními, analogicky ke Kapandjioho termínu bychom je mohli pojmenovat jako „true shunt muscles“ čili pravé stabilizační svaly. Jako příklad dalších možných stabilizačních svalů slouží (vedle již zmíněného m. gluteus medius) m. rectus femoris při poloze extendovaného kyčelního kloubu (Charlton, 2002).

2.2.4. Svalový aparát a jeho role ve stabilizaci kloubu – pohled vývojové kineziologie

Ontogenetický pohled ztělesněný především prof. Vojtou a jeho následovníky sleduje funkci svalů z hlediska jejich zapojení do držení těla (postury) v prvních letech života jedince. Kolář (2001) polemizuje s Jandovým rozdělením na posturální a fázické svaly, přičemž hlavní funkci spatřuje „*v časovém řazení obou systémů do držení těla, tj. v jejich posturální integraci.*“ (Kolář, 2001, 154). Začleňuje tak do postury i svaly fázické, které centrální nervový systém integruje do držení těla později a na vyšším stupni nervového řízení. Prezентuje tonické svaly jako svaly vývojově starší (ontogeneticky i fylogeneticky), zatímco fázické svaly nazývá vývojově mladšími, přičemž oba systémy se (ve vzájemné koaktivaci) účastní všech posturálních reakcí.

V konceptu vývojové kineziologie se také prvně zavádí pojem „funkční centrace kloubu“ (Vojta, 1995, Kolář, 2001, Lewit, 2003, Beranová, 2004, Čápková, 2008), který má pro tuto práci zásadní význam. Postavení „funkčně centrovaného kloubu“ je udržováno rovnováhou mezi svaly s antagonistickou funkcí (Kolář, 2001). Shrnutí vlastností „funkčně centrovaného kloubu“ přináší Kolář (2001). **Funkčně centrovaný kloub:**

- má při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách
- má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení
- umožňuje optimální statické zatížení
- je schopen optimálně snášet zatížení

Pohled vývojové kineziologie začleňuje do svých úvah anatomické uspořádání svalů, kineziologickou závislost funkce svalu na úhlovém nastavení končetiny, biomechanický pojem „stabilita kloubu“ i funkční pohled na svaly s tendencí ke zkrácení a oslabení. Z nabízených konceptů se jeví vývojová kineziologie nejkompexnější a proto z ní vycházíme jako ze základního teoretického podkladu.

2.3.Ontogeneze svalových souher kyčelního kloubu

„V motorické ontogenezi se vyskytují vzory (komponenty) vzpřímení a pohybu vpřed, cílené motoriky, kterou lze identifikovat také jako částečné vzory reflexního pohybu vpřed“ (Vojta, 1995, 16). Vojta (1993) dále k vertikalizaci uvádí, že dítě od narození do doby opření o jeden loket, tj. polovina druhého trimenonu (2.TR), využívá jak vzorce reflexního plazení (RP), tak dílčích modelů z reflexního otáčení (RO). Od poloviny 2.TR do středu 3.TR je motorický vývoj naplněn vzorci (RO) a od poloviny 3.TR až do doby samostatné bipedální lokomoce dítě opět využívá dílčích pohybových vzorců RP. Přičemž globální model RO se v ontogenezi vyskytuje při otáčení ze zad do polohy na čtyřech, zatímco z modelu RP jsou v ontogenezi využívány jen dílčí vzory.

V následujícím přehledu vývojových fází dítěte se soustředíme především na ontogenezi svalových synergií kyčelního kloubu s důrazem na rozvoj opory o dolní končetinu.

2.3.1. Novorozenec

Novorozenec je charakterizováno asymetrickým držením těla i hlavy v tzv. úložné poloze, holokinetickou hybností ve smyslu flexně-etenčních pohybů, neexistující opěrnou funkcí a pozitivitou tzv. primitivních reflexů (Vojta, 1995). Kyčelní kloub je v inertní flexi, abdukcii a vnitřní rotaci a pánev je naklopena ventrálně. Neexistuje antagonistická koaktivace adduktorů a zevních rotátorů (Kolář, 2001). Kyčel má charakter kladkového kloubu, pohyby se uskutečňují ve smyslu flexe a extenze ve vnitřní rotaci (Kováčiková, 1998)

„V poloze na břicho se dolní končetiny dotýkají podložky v oblasti kolenních kloubů, popřípadě při extenzi v oblasti prstů.“ (Čápková, 2008)

V poloze na zádech jsou „dolní končetiny, ..., ve výrazné trojflexi, která přesahuje 90° a v lehké abdukci. Častá divergence bérků svědčí pro převažující vnitřní rotace v kyčelních kloubech.“ (Čápková, 2008)

2.3.2. Polovina prvního trimenonu

V tomto období nastupuje do vývoje ko-aktivita svalů s antagonistickou funkcí. (Vojta, 1995).

... v této vývojové fázi jsou aktivovány a do posturální funkce (držení těla) začleněny hluboké flexory krku, dolní fixátory lopatek, zevní rotátory ramenních kloubů, extenzory hrudní páteře, supinátory předloktí, extenzory zápěstí, břišní svalstvo, svalstvo pánevního dna, zevní rotátory a abduktory kyčelního kloubů, pronátory a dorsální flexory nohy. Tyto svaly jsou do držení zapojeny jako funkční jednotka (Kolář, 1998, 143)

Uvolňuje se trvalá anteflexe pánve a spolu s ní i flexe všech končetin (Čápková, 2008). Poprvé vidíme antagonistickou funkci adduktorů a zevních rotátorů, která se projeví zevní rotací kyčelního kloubu v poloze na zádech. (Dymešová, 2007). *„Jakmile se pánev dostane do normálního postavení, mohou dolní končetiny zaujmout polohu ve volnější extenzi. Ale přes tyto změny nemá dítě až do konce 1.TR v poloze na břicho žádnou oporu.“ (Vojta, 1993, 216)*

2.3.3. Konec prvního trimenonu

Konec 3.TR je charakterizován symetrickým držením těla a nástupem první opěrné báze (Vojta, 1993). V poloze na břicho vzniká opora o oba lokty a symfýzu (Vojta 1995), *„ v poloze na zádech opora vymezená trapézovým svalem“ (Kolář, 1998, 143).* *„Na základě zrání CNS je již pohyb řízen na suprakmenové úrovni. Je umožněna koaktivace vzájemně antagonistických svalů. Koaktivace vede ke stabilizaci segmentů a následně ke stabilizaci celého těla“ (Čápková, 2008, 33).* *„Prostřednictvím této vyvážené funkce mezi antagonisty dochází jak v oblasti páteře, tak periferních kloubů k nastavení polohy umožňující symetrické osově zatížení kloubů“ (Kolář 1998, 144).*

Stabilizace pánve je základní podmínkou funkčního propojení horní a dolní poloviny těla (Čápková, 2008). V neutrální pozici ji udržuje koaktivace následujících svalů: m. rectus abdominis, m. transversus abdominis, m. obliqua abdominis externus a internus, autochtonní muskulatura –

zejména m. multifidi a m. quadratus lumborum, ischiokrurální svaly (Vojta, 1995, Čápková, 2008).

„Od třetího měsíce vývojového věku bude již navždy ve fyziologii převládat v klíčových kloubech zevní rotace a abdukce“. (Čápková, 2008, 34).

2.3.4. Polovina druhého trimenonu

V tomto období pozorujeme diferenciaci svalové funkce – *„vývoj distálního a proximálního svalového tahu ve vztahu k punctum fixum“* (Kolář 2001, 158). Tuto diferenciaci můžeme prvně sledovat v poloze na zádech při otáčení trupu(druhá fáze RO).

Po zešíkmení pánve na straně čelistní (m. quadratus lumborum a m. obliquus abdominis internus) následuje postupné zapojení dvou šikmých břišních řetězců, které diferencuje končetiny na opěrné (záhlavní strana) a fázické (čelistní strana) a vyústí v poloze na boku. (Vojta, 1995)

Kontrakce prvního šikmého břišního řetězce probíhá od *„m. obliquus abdominis internus (MOAI) čelistní strany přes m. transversus abdominis (MTA) k m. obliquus abdominis externus (MOAE) záhlavní strany“* (Vojta, 1995, 119) a *„rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny“* (Vojta, 1995, 118). Druhý šikmý břišní řetězec *„jde od MOAE čelistní strany přes MTA k MOAI záhlavní strany. Tento řetězec táhne pletenec ramenní v synergické funkci s m. pectoralis minor a m. pectoralis major opírající se strany z polohy na zádech přes šikmou polohu do kolmice“* (Vojta, 1995, 120).

V poloze na břicho tuto diferenciaci svalové funkce ještě nemáme k dispozici *„dolní končetina na straně uchopující horní končetiny (teprve) nakročí, aby vytvořila nový opěrný bod v oblasti kolene.“* (Čápková, 2008, 36)

Zavedení opory na dolní končetině v poloze na břicho předchází flekční fáze pohybu jak v kloubu kyčelním (doprovázená abdukci a zevní rotací), tak kolenním.

Flekční komponenta pohybu: m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius a dlouhé adduktory jako synergisté flexe později ve funkci vzpřimování femuru. (Vojta, 1993, Čápková, 2008) Synergisty flexe jsou dále přední díl m. gluteus medius a pelvitrochanterické svaly kyčelního kloubu, (Vojta, 1995).

Abdukční komponenta pohybu: m. gluteus medius střední a zadní díl) a *„minimálně m. gluteus minimus“* (Vojta, 1995).

Komponenta zevní rotace: m. piriformis, mm. gemelli, mm. obturatorii, m. quadratus femoris, (Vojta, 1995, Čápková, 2008). Vojta (1995) navíc zmiňuje i zadní porci m. gluteus medius.

Flexi kolene zajišťují: m. semitendinosus, . semimembranosus, m. biceps femoris, m. gastrocnemius.

Tato opora o koleno dolní končetiny ještě nepovede k pohybu jamky přes stabilizovanou hlavici kyčelního kloubu (Čápková, 2008). Tato funkce se bude postupně rozvíjet s přibývajícím flexí kyčelního kloubu (Čápková, 2008). V tomto období nepřesáhne flexe kyčelního kloubu 90° (Vojta, 1995).

2.3.5. Konec druhého trimenonu

V šestém měsíci vývoje je dítě schopno otočit se ze zad na břicho na obě strany do polohy na lokty s oporou o rozvinuté dlaně. Dítě v pokračující ontogenezi využívá modelu RO (Vojta, 1993).

Od šestého měsíce v poloze na břicho se „*natolik zvětší flexe nakračující dolní končetiny, že tato opora umožní první krátkodobý pokus vertikalizovat femur s následným odlepením pánve od podložky*“ (Čápková, 2008). Začátkem vertikalizace femuru je kaudální posun opory na bérce, který tlačí do podložky a stává se tak novým bodem fixem (Vojta, 1995), v jehož směru se mění směr tahu jednotlivých svalů. „*Směr tahu svalů, který je nasměrován distálně „od těla“, je novým kritériem svalové funkce*“ (Vojta, 1995, 26) zde poprvé i na dolní končetině.

Vojta (1995) popisuje na pánvi pohyby ve třech rovinách. V sagitální rovině vznikne dorzální flexe (svaly břišní stěny v synergii s ischiokrurální svalovou skupinou), v rovině frontální její šikmé postavení (při vzpřimování femuru zdvihají m. latissimus dorsi a m. quadratus lumborum extendovanou pánev nad opřené koleno) a rotace pánve v transversální rovině (spolupráce krátkých adduktorů a zevních rotátorů stehna).

Čápková (2008) jmenuje **svaly, které se podílejí na vertikalizaci femuru:** m. recuts femoris, m. vastus lateralis , m. biceps femoris (krátká a pak i dlouhá hlava), mm. adductores magnus a longus, m. gluteus maximus. Vojta (1995) hovoří o všech mm. vasti, tedy lateralis, intermedius i medialis, z adduktorů přičítá nejdůležitější, antigravitační funkci, m. adductor brevis a m. pectineus (tedy krátké adduktory) a m. rectus femoris zmiňuje jako synergistu (spolu s m. rectus abdominis) pohybu pánve vpřed. Tato funkce se naplno rozvine až v průběhu třetího trimenonu.

„Je dokončena funkce kyčelního kloubu jako kloubu sférického. Kyčelní kloub je připraven

pro zatížení ve vertikále“ (Dymešová, 2007).

2.3.6. Polovina třetího trimenonu

Od třetího trimenonu nastupuje proces vertikalizace. Dítě postupně zaujímá stabilní polohu na boku (šikmý sed), v sedu (podélný sed) a na čtyřech. Lokomoce probíhá od tulenění (pohyb vpřed v poloze na břišku v recipročním vzoru horních končetin bez účasti dolních končetin), k lezení (kontralaterální reciproční vzor, na kterém se účastní všechny čtyři končetiny). (Vojta, 1995)

„Kvadrupedální lokomoce se uskutečňuje ve zkříženém vzoru, kdy se recipročně střídá opěrná a fázická funkce kontralaterálních končetin. Polovina krokového cyklu se odehrává jako spirálovitý šroubovitý pohyb kulové hlavičky do centra jamky a v druhé polovině cyklu se naopak kloubní jamka šroubovitě pohybuje přes stabilizovanou hlavici.“ (Čápková, 2008, 41)

„Vrchol vzpřímení je dosažen, když muskulatura klíčových kloubů (rameno, kyčel) vykoná antigravitační funkci“ (Vojta, 1995, 25). Při kvadrupedální lokomoci nastává vrchol opěrné funkce dolní končetiny. Původně fázická dolní končetina je během zavádění opory (na konci flekční fáze) maximálně flektována v kyčelním kloubu za současné zevní rotace. Vertikalizovaný femur se stává pevným bodem pro pelvitrochanterické svaly (Vojta, 1995, Čápková, 2008).

Svalové souhry při pohybu acetabula přes stabilizovanou hlavici femuru: m. gluteus medius a zevní rotátory dynamicky centrují hlavici femuru do acetabula a zároveň rotují pánev v rovině transverzální. Trupová muskulatura propojuje diagonálními řetězci trup a rotuje pánev v rovině frontální. V sagitální rovině je pánev centrována v neutrální pozici. Krátké adduktory kyčle (m. pectineus, m. adductor brevis) v koaktivaci s m. gluteus medius a zevními rotátory vedou acetabulum přes hlavici femuru. *„Tento trojdimenzionální pohyb jemně doladí m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. iliacus“* (Čápková, 2008).

Přenášení zatížení v oblasti kyčelního kloubu směrem na laterální kondyl femuru má zásadní vliv na velikost CD úhlu. (Kováčiková, 1998)

2.3.7. Čtvrtý trimenon - vertikalizace

Ve čtvrtém trimenonu je dovršen proces vertikalizace (stoj nejprve s oporou o obě končetiny, o jednu až k samostatnému stojí bez opory) i lokomoce (chůze po čtyřech ve vertikále – ipsilaterální

vzor chůze s opřením o nábytek až do samostatné bipedální lokomoce v recipročním kontralaterálním vzoru (Vojta, 1995).

Samostatná bipedální chůze je dovršením lokomočních snah dítěte a odráží vývoj svalových souher od schopnosti základní stabilizace trupu, přes diferenciační funkci svalových tahů až k vrcholnému pohybu jamky acetabula přes hlavici femuru. Velké nároky jsou přitom kladeny na m. gluteus medius, který při chůzi udržuje stabilitu pánve ve frontální rovině, jehož funkce se naplno může rozvinout jen na podkladě výše zmíněných svalových ko-aktivací „*Vertikální zatížení tělesného schématu prověří připravenost motoriky z období vývoje do jednoho roku.*“ (Kováčiková, 1998, 76)

2.4. Funkční klinické vyšetření

Cílené funkční vyšetření, které využíváme vždy až po pečlivém odebrání anamnézy. „*Pohyb dělíme na pasivní – poskytující informaci o hranicích pohybového rozsahu a aktivní – poskytující informaci o výkonnosti pohybového aparátu*“ (Véle, 2006, 141). U pasivního pohybu vyšetřujeme goniometrický rozsah pohybu, kloubní vůli, a charakter bariéry (Lewit, 2003, Véle, 2006). U aktivního pohybu hodnotíme „*jednak kvantitativní hledisko – svalovou sílu a jednak kvalitativní hlediska: pohybovou koordinaci, lineárnost úsilí, iradiaci aktivity, strategii, taktiku a metriku pohybu a vztahy mezi držením a pohybem*“ (Véle, 2006, 151). Janda (1984) rozpracovává vyšetření svalstva. „*V klinickém vyšetření svalové dynamiky a svalových vztahů se nám osvědčilo hodnocení nejprve stoje a chůze, dále zkrácených a oslabených svalů a konečně jednoduchých pohybových stereotypů*“ (Janda, 1984, 61). Palpací vyšetřujeme hyperalgické zóny na kůži, vlastnosti pojivových tkání a fascií (protažitelnost a posunlivost) spoušťové body (trigger points), bolestivé body (tender points), reflexní změny na okostici (Lewit, 2003). Vyšetření čítí dělí Véle (2006) na povrchové (exteroceptivní) a hluboké (proprioceptivní). U exteroceptivního vyšetřujeme čítí taktilní, algické, termické a diskriminační. U vyšetření propriocepce hodnotíme palestézii (citlivost na vibrace), polohocit, pohybcit, stereognizii, orientaci v tíhovém poli, interocepti a nocicepci (Véle 2006).

Lewit (2003) definuje cíle funkčního vyšetření: „*Cílem funkční diagnostiky je určit patogenetický řetězec funkčních změn a určit vzájemný vztah a relevantnost jednotlivých jeho článků*“ (Lewit, 2003, 145).

2.4.1. Funkční ortopedické dotazníky

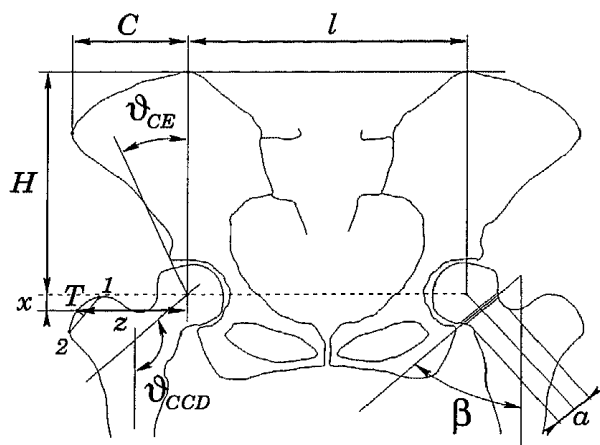
Nejpoužívanějším dotazníkem pro kyčelní kloub je Harris hip score (Tabulka 6), které má otázky rozložené do čtyř kategorií. První skupina zpracovává **bolest**, druhá **funkci**, třetí **aktivity běžného života** a čtvrtá **rozsah pohybu**. Maximální počet získaných bodů je 100. Vnímání bolesti je přiřazen největší počet bodů, maximálně 44 v případě, že žádnou bolest dotazovaný nepocituje. Funkce se posuzuje podle toho, jestli pacient kulhá, používá lokomoční pomůcky, dále kolik toho ujde a jestli se mu „pohodlně sedí“. Maximem je 33 bodů. Mezi aktivity běžného života je řazena schopnost využít dopravní prostředky, vyjít schody, obout si boty či obléknout ponožky, přičemž nejvyšší možné dosažené skóre je 14 bodů. V poslední části testu se hodnotí kloubní rozsah a přítomnost kloubní deformity a plný počet je 9 bodů. Celkový součet rozděluje dotazované do pěti skupin: 100-90 výborné, 80-90 dobré, 70-79 slušné, 60-69 ubohé, pod 60 bodů je test hodnocen jako neúspěšný. Dotazník se běžně využívá jako hodnocení operačního výkonu na kyčelním kloubu (Dungl, 2005).

Existuje celá škála takovýchto dotazníků, z nichž má každý svou škálu hodnocení. Liší se výše celkového skóre (např. Mayo Clinical Hip Score 80 bodů), dále typ otázek (např. HOOS hip score zpracovává i kvalitu života) nebo jiné definování funkce (např. Iowa Hip Score se ptá na schopnost vykonávat domácí práce či zvednout předmět ze země atd). Princip těchto funkčních testů však zůstává stejný.

2.5. Biomechanický model HIPSTRESS

Biomechanický model HIPSTRESS umožňuje vypočítat sílu a tlak působící na kyčelní kloub při stožení na jedné noze využitím standardního RTG snímku pánve v AP projekci.

Vstupní geometrické a biomechanické parametry názorně popisuje Obrázek 5.



Obrázek 5. Geometrické a biomechanické parametry, které slouží jako vstupní data do modelu HIPSTRESS: spojnice středů hlavic kyčelního kloubu (I), vertikální vzdálenost mezi středem femorální hlavice a nejvyšším bodem na crista iliaca (výška pánve H), horizontální vzdálenost mezi středem hlavice a nejvíce laterálním koncem crista iliaca (šířka pánve C), Wibergův úhel (ϑ_{CE}). Efektivní místo svalových úponů na velkém trochanteru (T) je definováno jako střed úsečky, která probíhá trochanterem a spojuje nejkraniálnější (1) a nejvíce laterálně umístěný bod (2) velkého trochanteru. X (resp. z) je vertikální (resp. horizontální) vzdálenost T od středu hlavice femuru. Kolodiafyzární úhel (ϑ_{CCD}), úhel epifyzární růstové štěrbiny (β) a šířka collum femoris (a) jsou uvedeny, ale při výpočtu maximálního tlaku na chrupavku se nevyužívají. (Zupanc et al., 2005)

„Výsledná síla působící na kyčelní kloub (R) se vypočítává z rovnic statické rovnováhy momentů sil působících na segmenty těla, zatímco matematický model kontaktního kyčelního tlaku je založen na předpokladu, že tlak na chrupavku kyčelního kloubu je úměrný její deformaci. U každého vyšetřovaného je počítáno s variabilitou geometrických parametrů stehenní a pánevní kosti.“ (Zupanc, Křižančič, Daniel et al., 2008, 445).

Pro statickou rovnováhu při stožení na jedné noze platí: (Obrázek 6)

$$\sum_i \mathbf{F}_i - \mathbf{R} + (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0,$$

$$\sum_i (\mathbf{r}_i \times \mathbf{F}_i) + \mathbf{a}_W \times (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0,$$

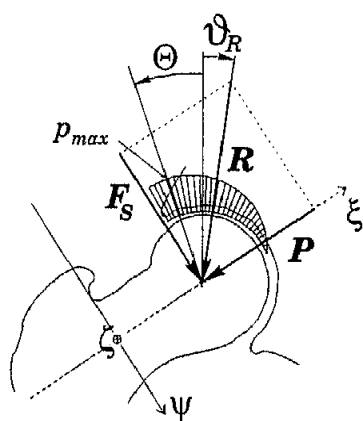
Obrázek 6. Základní dvě rovnice pro výpočet výsledné síly působící na kyčelní kloub (R): síla svalů v oblasti kyčelního kloubu (\mathbf{F}_i), hmotnost vyšetřovaného jedince (\mathbf{W}_B), hmotnost stejné končetiny (\mathbf{W}_L), moment síly (\mathbf{a}_W), vektor síly (\mathbf{r}_i).

Od hmotnosti těla jedince (\mathbf{W}_B), je odečtena hmotnost stejné dolní končetiny (\mathbf{W}_L), přičemž

platí $W_L = 0,16 \cdot W_B$ (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008). „Model zahrnuje devět činných svalů, které jsou aktivní při stoji na jedné dolní končetině. Tyto svaly jsou podle svého umístění rozděleny do tří skupin: ventrální (*m. gluteus medius et minimus anterior, m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris*), střední (*m. gluteus medius et minimus – střední vlákna*) a dorsální (*m. gluteus medius et minimus posterior, m. piriformis*)“ (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008, 449). Síla, kterou každý z nich působí na kyčelní kloub (F_i) je počítána z příčného průřezu svalu (A_i), průměrného napětí svalu (δ_i) a jeho vektorového působení (e_i), přičemž platí $F_i = \delta_i A_i e_i$. Moment síly (a_w) je počítán ve třech rovinách prostoru a poloměr (r_i) je vektorem síly působících svalů.

Výše uvedené dvě rovnice jsou použity ve třech rovinách prostoru, tedy výsledný systém obsahuje šest rovnic o dvanácti neznámých (tři komponenty R – jednu pro každou rovinu v prostoru - a devět napětí svalů). Aby mohla být soustava spočtena, musí být redukován počet neznámých. To je provedeno tím, že se ve výsledné soustavě rovnic nepočítá se silou každého jednotlivého svalu, nýbrž se silou celé svalové skupiny. Přičemž se předpokládá, že „napětí svalů uvnitř skupiny (ventrální, střední, dorsální) je vyrovnané“ (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008, 449).

Výsledná síla působící na kyčelní kloub (R) působí ve frontální rovině a je reprezentována svou velikostí a směrem svého působení (v_R) (Obrázek 7).



Obrázek 7. Detail zatížení kyčelního kloubu. Výsledné síly působící na kyčelní kloub (R), její stranové odchýlení od vertikály (v_R). Šrafovaná plocha znázorňuje rozložení tlaku na kloubní chrupavky. Vertikální odchýlení tlakového pólu (Θ), místo největšího zatížení (p_{max}). Na tomto obrázku je místo tlakového pólu a místo největšího zatížení chrupavky shodné.

Místo a velikost největšího zatížení kloubní chrupavky (p_{max}) je odvislé od rozložení tlaku na

chrupavce a je charakterizováno odchylkou od vertikální osy (Θ) (Obrázek 7). „Model HIPSTRESS vychází z předpokladu, že „jamka“ acetabula a hlavice femuru mají v nezatíženém stavu kulový tvar se shodnými středy. Při zatížení se vrstva chrupavky stlačí. Místo největšího přiblížení kulových povrchů acetabula a hlavice femuru je nazýváno pólem tlaku (stress pole)“ (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008, 450). (Zupanc et al, 2008) dále definuje „oblast zatížení kloubu“ (weight bearing area). Laterální okraj je determinován geometrií acetabula a lze si jej představit jako průsečík povrchu kloubní plochy a roviny procházející středem hlavice femuru odkloněnou od vertikální osy o Wibergův úhel. Mediální okraj je místem, kde nepůsobí žádná tlaková síla na kloub. Hranice je v místě průsečíku kloubní plochy s rovinou procházející středem hlavice kloubu odchýlenou ve frontální rovině od „tlakového pólu“ o 90° .

Pro výpočet tlaku v kterémkoliv místě zatížení platí: (Obrázek 8)

$$p = p_0 \cos \gamma$$

Obrázek 8. Rovnice pro výpočet tlaku na chrupavku v kterémkoliv místě zatížení. p_0 značí velikost tlaku v místě tlakového pólu, γ je úhel mezi zvoleným místem tlaku (p) a tlakovým pólem.

„Jestliže známe hodnotu a směr výsledné síly působící na kyčelní kloub (R), můžeme rozložení tlaku definovat rovnicí, ve které integrujeme přes nosnou plochu kloubu“ (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008, 450):

$$\int_S p \, dS = \mathbf{R}$$

Po zpětném dosazení do rovnice na obr. 28 vypočteme velikost tlaku p_0 . K numerickému výpočtu Θ se využívá hodnota Wibergova úhlu. Jestliže je výsledný tlak na kloubní chrupavku (p_0) umístěný v „oblasti zatížení kloubu“, je p_{\max} v tomto místě. V případě, že se p_0 nachází mimo artikulující plochy, leží p_{\max} na kontaktních plochách v bodě nejbližší k p_0 (Zupanc, Križančič, Daniel et al., 2008, 450).

Klinicky se výpočtů modelu HIPSTRESS využívá pro určení rizikových faktorů degenerativních změn na chrupavce kyčelního kloubu. Recnik et al. (2007) porovnávali hodnoty tlaku na chrupavku s klinickým nálezem osteoartrózy u jedinců s postiženým jedním KK i u oboustranného postižení. V obou případech vypočetli vyšší hodnoty tlaku na straně postižené větším stupněm osteoartrózy. „Naše závěry potvrzují, že vyšší tlak na chrupavku může být rizikovým

faktorem pro rozvoj osteoartrózy na kloubu, který je zatím bez příznaků degenerativních změn“ (Recnik et al., 2007, 1123). Iglič et al. (1993) na základě výpočtů upozorňuje, že nejen tvar proximálního femuru, ale i tvarové predispozice pánve, mají vliv na časnější nástup degenerativních změn chrupavky: „*Usuzujeme že mělká, strmá pánev a široká pánev je nevýhodná z hlediska vývoje osteoartrótických změn“* (Iglič, Srakar, Antolic, 1993, 224). Krsnič et al. (1997) porovnávají tvarové poměry pánví mužů a žen a snaží se odpovědět na otázku, proč je u žen větší incidence koxartrózy. Dospěli k názoru, že jako významný může být fakt, že ženy mají obecně menší hlavici femuru (2,38 u žen a 2,68 u mužů) a větší vzdálenost mezi vnitřními okraji acetabul (14,05 cm u žen, 12,94 u mužů), což vede k většímu zatížení kloubních chrupavek. Mavčič et al (2008) počítají navíc tzv. cumulative contact stress (souhrnný tlak), kdy výpočet tlaku na chrupavku násobí stářím jedince a docházejí k závěru, že „*vysoký souhrnný tlak na chrupavku predikuje časný vznik koxartrózy lépe než Wibergův úhel“* (Mavčič et al., 2008, 890). Recnik et al (2009) zkoumali na základě modelu HIPSTRESS vliv obezity osteoartrótické změny v kyčelním kloubu. „*Naše výsledky podporují hypotézu, že větším rizikovým faktorem pro vznik koxartrózy je celková hmotnost jedince než jeho BMI“* (Recnik et al., 2009, 1118).

3.Cíl práce

1. Kineziologicky rozebrat nově nabízené funkční testy v uzavřeném kinematickém řetězci (dřep-vzpěrač, rytíř-střelec a šermíř) a zařadit je do systému funkčního klinického vyšetření.
2. Na základě vyšetření čtyř jedinců určit nejčastější patologické vzory, které se při nových testech mohou objevit.
3. Hledat vztahy mezi novými funkčními testy, výsledky biomechanického matematického modelu HIPSTRESS a degenerativními změnami v kloubu.

4. Metodika

Nastudovali jsme základní principy vývojové kineziologie a globálních vzorů reflexního otáčení a reflexního plazení (Vojta, 1993, 1995, Kolář, 1996, 1998, 2001, 2006, Kováčiková, 1998, Čápková, 2008). V jejich souvislostech jsme definovali tři nové funkční testy pohybových stereotypů v uzavřeném kinematickém řetězci – „rytíř-střelec“ (klek na jednom kolenu), „dřep-vzpěrač“ (dřep na celých chodidlech) a „squat-šermíř“ (výpad vpřed).

Pořídili jsme tzv. přehledové RTG snímky pánve v AP projekci u tří anamnesticky odlišných jedinců. Pro přesné odlišení jsme je označili písmeny abecedy. Vyšetřovaný A je muž s oboustrannými degenerativními změnami na KK druhého stupně, vyšetřované B (bolesti levého KK) a C (bez subjektivních obtíží) jsou ženy. Základní podmínkou bylo zobrazení obou pánevních hřebenů a obou velkých trochanterů. Ze snímků jsme určili geometrické a biomechanické parametry, které slouží jako vstupní data do modelu HIPSTRESS (viz. kap. 2.4.). Model HIPSTRESS vypočítal velikost výsledné síly působící na kyčelní kloub, směr této síly, místo a hodnotu maximálního zatížení kloubní chrupavky. Výsledky jsme matematicky upravili v programu Microsoft Excel. Vzhledem k nízkému počtu vyšetřovaných jedinců nebyly výsledky statisticky hodnoceny.

Tytéž tři jedince jsme vyšetřili pomocí nových funkčních testů. Jedinci byli ve spodním prádle, naboso. Byla jim vysvětlena výchozí a konečná poloha testu, včetně základní zásady provedení, tj. pomalý pohyb (podrobněji viz 5.1.6., 5.1.7. a 5.1.8.). Výchozí poloha testů nebyla vyšetřujícím korigována ve smyslu přesného nastavení abdukční a zevně rotační složky v kyčelním kloubu (blíže viz 6. DISKUZE). Testování neznali námi sledované parametry pohybu ani jeho fyziologický průběh. Každý jedinec provedl jeden cvičný a tři hodnocené pokusy (v testech kontralaterálního vzoru - rytíř-střelec a squat-šermíř vždy tři pokusy na každou stranu). Testy jsme natočili na dvě videokamery naráz ve dvou na sebe kolmých projekcích (zepředu v sagitální rovině, z boku v rovině frontální). Záběry jsme zpomalili na 30% výchozí rychlosti a následně hodnotili aspekty.

Navíc jsme na jednu videokameru natočili pacienta, který prodělal oboustrannou Salterovu operaci kyčelních kloubů při morbus Calvé-Legg-Pertes (vyšetřovaný D). Jeho výsledky uvádíme v této práci uvádíme jako příklad výrazně patologické reakce.

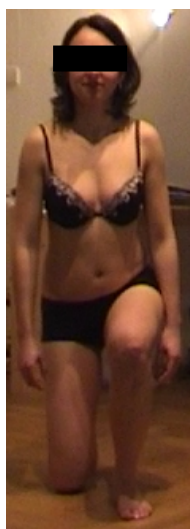
5. Výsledky

5.1. Popis nových funkčních testů

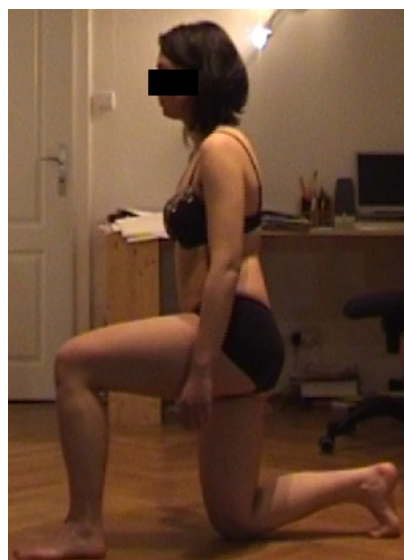
5.1.1. Rytíř-střelec

Pojmenování polohy rytíře, či cviku rytíř, zná fyzioterapeutická literatura z Bobath konceptu. Výchozí polohou rytíře je poloviční klek s rukama na koleně. Pojmenování rytíř-střelec se k této poloze odkazuje, ale akcentuje fakt, že horní končetiny jsou ze vzpřimovací funkce vyřazeny.

Vstávání z kleku nacházíme ve vývoji dítěte v momentě finální vertikalizace z kleku do stoje. Dítě také používá horní končetiny ve vzpřimovací funkci (nejčastěji se drží židle či stolu). V našem vyšetření však jedinci tuto pomocnou funkci horních končetin cíleně odejmeme, abychom zvýraznili pohybový stereotyp pánevního pletence a dolních končetin.



Obrázek 9. Výchozí polohy testu rytíř-střelec zepředu.



Obrázek 10. Výchozí poloha testu rytíř střelec z boku

Výchozí poloha testu „rytíř-střelec“: Poklek na jedné dolní končetině s rukama volně svěšenýma podél těla. Dolní končetiny pro přehlednost označujeme jako přední (ta, která je opřena o plošku nohy) a zadní (opora o koleno a o hlavičky metatarsů plosky). Přední dolní končetina je v 90° flexi v kyčelním kloubu s mírnou abdukci a zevní rotací, v 90° flexi v kolenním kloubu a

v horním kloubu hlezenním, noha je ve středním postavení. Zadní dolní končetina je v sagitální rovině kyčelního kloubu v nulovém postavení, v ostatních rovinách v lehké abdukci a zevní rotaci. V kolenním kloubu nastavujeme přibližně 90° flexi tak, aby byla ploska nohy opřená o hlavičky metatarsů a prstce. Pánev je zešikmena ve frontální rovině směrem k zadní dolní končetině (a).

Provedení testu: Vyšetřovaný pomalu vstane ve směru opěrné dolní končetiny do stoje na obou dolních končetinách.

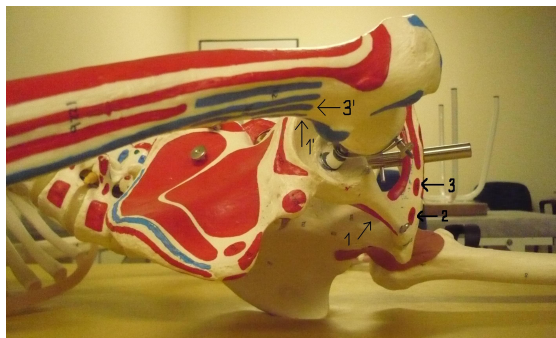
Kineziologický rozbor testu: Při vertikalizaci z kleku sledujeme kontralaterální vzor. Svalové souhry v oblasti kyčelního kloubu, které odpovídají zkříženému modelu můžeme, jako jisté paralely, popsat jako parciální část globálního modelu reflexního plazení (Vojta, 1995). Přední dolní končetina je zachycena ve své opěrné fázi, zadní dolní končetina ve fázi odrazové, na kterou navazuje část fáze flekční. Na opěrné dolní končetině probíhá pohyb acetabula přes hlavici femuru, na odrazové dolní končetině se pohybuje hlavice v jamce kyčelního kloubu. Kineziologický obsah pohybu dolních končetin vychází ze směru svalových tahů k distálně uloženému punctum fixum (PF). V testu se na rozdíl od RP nevyskytuje opora o záhlavní horní končetinu. PF opěrné horní končetiny je nahrazeno „pevným bodem“ na dolní části hrudního koše v místě kombinovaného úponu bránice, m. transversus abdominis a m. serratus anterior, které popisuje Kolář (2006). Druhou velkou odlišností testu a od RP je vertikální polohy vyšetření. Ve vertikální poloze se do svalových souher zapojí jak parciální vzor RP (kaudálně od pánve), tak šikmé břišní řetězce a dorzální muskulatura s diferencovaným směrem tahu, který popisuje Vojta ve druhé fázi reflexního otáčení.

Dorzální flexi pánve zajišťuje kontrakce břišní stěny již ve flekční fázi RP. *„Tato funkce břišní stěny zůstává za opěrné fáze přítomna a synergicky drží s ischiokrurální svalovou skupinou pánev v dorzální flexi“* (Vojta, 1995, 81).

Šikmé postavení pánve zajišťují při flekční fázi RP m. quadratus lumborum a m. latissimus dorsi na čelistní straně. *„Při vzpřímení femuru zdvihají extendovanou páteř s pávní nad opřené koleno kraniálně a laterálně vpřed.“* (Vojta, 1995, 81). V testu rytíř-střelec nepředpokládáme aktivitu m. latissimus dorsi, nýbrž šikmých břišních svalů směrem k punctum fixum na hrudním koši.

„Jakmile vznikne šikmé postavení pánve, dostane se proximální část ischiokrurální svalové skupiny při opěrné fázi do protažení a dojde k její kontrakci. Vzhledem k tuber ossis ischii jsou nyní

jen jednokloubovými svaly, které působí jako extenzory kyčle“ (Vojta, 1995, 85). Na vzpřimování femuru se ještě účastní m. vastus intermedius, medius et lateralis ve funkci extenzorů kolenního kloubu. „Pohyb osového orgánu vpřed vznikne především zásluhou m. rectus femoris“ (Vojta, 1995, 85). V našem případě předpokládáme, že se na pohybu vpřed bude zásadně podílet i muskulatura trupu.



Obrázek 11. Pánev a levá stehenní kost z boku. Při maximální flexi v kyčelním kloubu (vrchol flekční fáze RP) jsou začátky m.pectineus (1), m.adductor longus (2) a m.adductor brevis(3) umístěny ventrálně oproti svým úponům na stehenní kosti (m. pectineus (1'), m.adductor brevis(3')). Tuto situaci popisuje Vojta (1995) na konci flekční fáze RP.



Obrázek 12. Pohled na pánev a stehenní kost z mediální strany. Při 90° flexi v kyčelním kloubu je začátek m. pectineus (1) vzhledem ke svému úponu (1') umístěn dorzálně. (Stejná situace platí i pro mm. adductores brevis et longus, které nejsou na obrázku přímo viditelné). Pozice femuru odpovídá výchozí poloze testu rytíř-střelec.

Při RP je rotace pánve závislá na spolupráci adduktorů, zevních rotátorů a abduktorů stehna. Vojta (1995) přisuzuje ve fázi opory největší význam krátkým adduktorům. Ty působí svým tahem šikmo *dorzálně* a rotují tak pánev ve směru opěrné dolní končetiny (u opěrné levé DK ve směru *negativním* tedy proti směru hodinových ručiček), a „centrují pánev na hlavici femuru“ (Vojta, 1995, 82). Vojta (1995) popisuje funkci adduktorů v pozici maximální flexe v kyčelním kloubu (). Ve výchozí poloze testu rytíř-střelec je kyčelní kloub v 90° flexi. V takovém postavení působí adduktory *ventrálně* a rotují pánev proti směru opěrné DK (u opěrné levé DK ve směru *pozitivním*) (). Zevní rotátory femuru jsou s adduktory v ko-aktivaci, přičemž díky své „retropozici k rotačnímu bodu v kyčelním kloubu se mnohonásobně sumuje jejich protisíla ve vztahu ke svalové hmotě adduktorů“ (Vojta, 1995, 84). Do funkčně centrované polohy pánve na hlavici femuru zasahuje významně i m. gluteus medius, který se „rozprostírá jako střecha přes kyčelní kloub“ (Vojta, 1995,

84) a táhne pánev ke svému úponu na trochanteru major. Druhou odlišností RP a testu rytíř-střelec je opora o nohu stojné DK. Do stabilizace pánve v transverzální rovině zasáhnou šikmé břišní řetězce s diferencovaným svalovým tahem. Jeden řetězec jde od m.obliquus abdominis externus na straně zadní DK přes m. transversus abdominis na m. obliquus internus abdominis na straně přední DK s tahem k pánvi a druhý obráceně od pánve zadní DK a táhne pánev směrem k PF na hrudníku. Pánev je tak při zapojení všech svalových skupin jakoby nesena prostorem.

Výsledný obraz rotační komponenty v kyčelním kloubu během opěrné fáze ještě zákonitě ovlivňují distálněji uložené svaly. Fáze opory o dolní končetinu v reflexním plazení popisuje Vojta (1995) na čelistní dolní končetině s oporou o koleno. V našem testu však využíváme oporu o plosku dolní končetiny. Kineziologický rozbor distálnějších svalových souher musíme tedy odvodit z Vojtova popisu opěrné fáze záhlavní dolní končetiny, kde je noha jednak „*nastavena ve výchozím postavení kolmo k předkolení*“ (Vojta, 1995, 90), tedy stejně jako v našem testu a směr svalových tahů jde kaudálně k punctum fixum (opět analogie výchozího postavení rytíře-střelce). Vojta (1995) zmiňuje svalovou souhru mm.fibulares brevis et longus a mm.tibiales anterior et posterior, která drží talokalkaneární kloub v centrovaném postavení. Vojta (1995) dále připomíná vliv m. popliteus na zevní rotaci kloubu (při svém kaudálním směru tahu). M. popliteus navíc v synergii s m. tibialis posterior „*přímo zajišťuje inverzi paty a její dobré zatížení při opěrné fázi*“ (Vojta, 1995, 90).

Při testu „rytíř-střelec“ sledujeme: Vliv synergistické funkce adduktorů, zevních rotátorů a abduktorů stehna na postavení pánve a kyčelního kloubu v transverzální rovině. Koordinaci ventrální a dorzální muskulatury trupu na postavení pánve a bederní páteře v sagitální rovině. Reakci akra.

Fyziologická koordinace: Při vstávání zůstane pánev ve středním postavení v sagitální rovině v důsledku vyrovnané ko-aktivace ventrální a dorsální muskulatury trupu. Šikmé postavení pánve v rovině frontální se bude pozvolna posouvat do střední pozice, ve které se ocitne v závěru testu. Rotace pánve nebude přítomná vůbec nebo se její počáteční postavení z pozitivní, respektive negativní, rotace (při opěrné levé, respektive pravé, končetině) srovná do neutrálního postavení již v úvodu testu v důsledku synchronní aktivity adduktorů, zevních rotátorů a abduktorů stehna. Vliv na „neutralizaci“ postavení pánve budou mít i šikmé břišní svaly s diferencovaným směrem tahu. Celá dolní končetina zůstane v centrovaném postavení, kolenní kloub ani hlezenní kloub se nevychýlí ve frontální ani v transverzální rovině.

5.1.2. Dřep-vzpěrač

„Rovnováhou mezi svaly s antagonistickou funkcí je umožněno držení v kloubech v tzv. centrovaném postavení“ (Kolář, 2001, 157). Vyšetření dřep-vzpěrač testuje schopnost jedince dostatečně ko-aktivovat příslušné antagonistické svalové skupiny v uzavřeném kinematickém řetězci a udržet tak funkčně centrované klouby po celou dobu provádění testu. Jako příměru používá Kolář (2001) postavení vzpěrače. Ten „nastavuje své držení tak, aby jeho klouby (osový orgán, kyčelní klouby, kolenní klouby atd.) byly v takovém postavení, které umožňuje jejich optimální statické zatížení. Klouby jsou centrovány, a to v celém průběhu zvedání činky“ (Kolář, 2001, 157).

Symetrické postavení kloubů nacházíme ve vývoji dítěte na konci třetího trimenonu v poloze na zádech a v globálním modelu reflexního otáčení. „Dolní končetiny jsou u zdravého dítěte ve 3. měsíci drženy mimo opěrnou bázi v pravoúhlém postavení v kyčelním kloubu v zevní rotaci a abdukci (45°) a také v pravoúhlém postavení kolenních kloubů (při extenzi osového orgánu“ (Vojta, 1995, 112). „První fáze reflexního otáčení je dokončena aktivitou, která změnila asymetrickou polohu v poloze na zádech v symetrickou polohu v poloze na zádech, prostřednictvím změny těžiště kraniálně za současné zevní rotace v klíčových kloubech“ (Vojta, 1995, 108). Posturální situace vyšetření „dřep-vzpěrač“ se odlišuje od tříměsíčního modelu i od „zmrzlé fáze“ (Kolář, 2001, 162) reflexního otáčení především polohou těla (v testu vertikální) a opěrnou bází (plosky nohou), z níž vyplývá kaudální směr svalových tahů.

Výchozí poloha testu dřep-vzpěrač: Stoj ve vzpřímené pozici na obou dolních končetinách, které jsou v mírné abdukci a zevní rotaci, ruce volně podél těla.

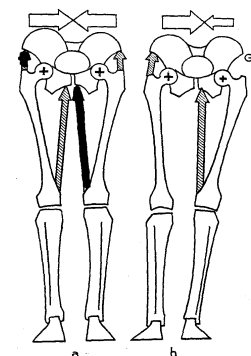
Provedení testu: Vyšetřovaný provede pomalý dřep na celých chodidlech v maximálním rozsahu. Končí opět v počátečním postoji.

Kineziologický rozbor testu: Test probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci obou dolních končetin s oporou o plosky nohou. V první fázi (kaudální posun těžiště) sledujeme excentrickou kontrakci příslušných svalů, v druhé fázi (kraniální posun těžiště) stah koncentrický. V první fázi se dolní končetiny postupně flektují v kyčelním, kolenním i horním hlezenním kloubu. V druhé fázi je pohyb obrácený. Směr svalových tahů jde kaudálně k distálně uloženému punctum fixum. Po dobu trvání testu je pánev držena v neutrální pozici ve všech třech rovinách. Trup je držěn ve vzpřímeném postavení. Aby byl udržen maximální kontakt kloubních ploch kyčelního kloubu musí se s postupující flexí zvyšovat i stupeň abdukce a zevní rotace (Kolář, 2001).

Hodnocení funkční stabilizace kyčelního kloubu je neoddelitelné od ostatních segmentů lidského těla. „*Decentrace jednoho kloubu se projeví v decentrovaném postavení ostatních kloubů*“ (Kolář, 2001, 158).

Postavení trupu je zajištěno souhrou ventrální a dorzální muskulatury dle principů hlubokého stabilizačního systému (Kolář, 2006). „*Pro bederní páteř má rozhodující roli souhra mezi extenzory bederní a dolní hrudní páteře s flexory, které jsou tvořeny souhrou svalů mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem. Tato flekční synergie stabilizuje páteř z přední strany, a to prostřednictvím nitrobřišního tlaku*“ (Kolář, 2006, 162).

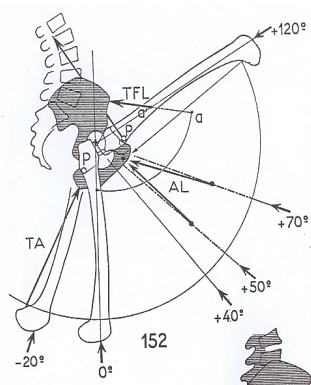
Ve frontální rovině se funkce svalů kyčelního kloubu projeví především ve vyváženém postavení pánve. Při stoji na obou dolních končetinách zajišťuje stabilizaci pánve ve frontální rovině ko-kontrakce ipsilaterálních abduktorů a kontralaterálních adduktorů kyčelního kloubu (Kapandji, 1987) (obr. 13 a). „*Když dominuje kontrakce abduktorů na jedné straně a adduktorů na straně druhé, nakloní se pánev na stranu dominujících adduktorů*“ (Kapandji, 1987, 56) (obr. 13 b).



Obrázek 13. Na levém obrázku udržují abduktory a kontralaterální adduktory stabilizovanou pánev ve frontální rovině. Při oslabení abduktorů a následné funkční převaze adduktorů se pánev nakloní na stranu adduktorů (Kapandji, 1987)

Kapandji (1987) uvádí vliv stupně flexe na stabilizační funkci abduktorů při stoji na jedné končetině. Ve vzpřímeném postavení je laterální stabilita pánve zajištěna především m. gluteus medius. S přibývajícím flexí kyčelního kloubu se postupně přidávají m. gluteus maximus, dále m. piriformis, m. obturatorius internus a m. quadratus lumborum. Tyto svaly jsou navíc i pomocnými extenzory kyčelního kloubu a tak stabilizují pánev i v sagitální rovině. V postavení na obou končetinách lze předpokládat, že se s postupnou flexí budou do stabilizace přidávat také různé porce adduktorů.

Pro pohyb v sagitální rovině je charakteristická kombinovaná flexe kyčelního a kolenního kloubu v první fázi testu a extenze v obou kloubech ve fázi druhé. Synchronně se aktivují jak flexory a extenzory kolenního kloubu (ischiokrurální svaly a m. quadriceps femoris), tak kloubu kyčelního (m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas, m. sartorius, m. rectus femoris jako hlavní flexory a m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris jako hlavní extenzory). Pozoruhodná je zde funkce dvoukloubových svalů ischiokrurálních a m. rectus femoris. S postupující flexí v kolenním kloubu se zákonitě snižuje funkční kapacita ischiokrurálního svalstva pro extenzi kyčle. Což je patrné např. z Jandova (2004) testu svalové síly extenzorů kyčle s důrazem na m. gluteus maximus. Do funkce se postupně zapojují m. gluteus maximus, m. piriformis, m. obturatorius internus a m. quadratus femoris (Kapandji, 1987). Naopak účinnost m. rectus femoris na pohyb v kyčelním kloubu stoupá se vzrůstající flexí v kloubu kolenním. Specifická je funkce adduktorů (viz Obrázek 14), které s postupující flexí kyčelního kloubu ztrácejí funkci pomocných flexorů a začínají být pomocnými extenzory (Kapandji, 1987). Svalové skupiny flexorů a extenzorů kyčle se svojí aktivitou (spolu s muskulaturou trupu) účastní stabilizace pánve v sagitální rovině.



Obrázek 14. Ve vzpřímené pozici jsou všechny adduktory pomocnými flexory (kromě zadních vláken m. adductor magnus). S narůstající flexí se však mění úhlové nastavení začátku a úponu svalu a flekční komponentu pohybu si uchovávají jen ta svalová vlákna, která mají svůj začátek umístěný ventrálně před postupujícím femurem. Jakmile femur v sagitální rovině předběhne začátek svalu, stává se tento extenzorem. M. adductor longus je při 50° flexi stále pomocným flexorem kyčelního kloubu, ale při flexi v 70° je již pomocným extenzorem. Stejně tak m. adductor brevis je flexorem jen do 50° a nad tento úhel již působí extenzi. Pro m. gracilis je limit flekční komponenty 40° flexe.

V transverzální rovině je stabilita kyčelního kloubu zajištěna vyváženou kontrakcí zevních rotátorů (m. piriformis, mm. gemelli, m. obturatorius externus, m. quadratus femoris), abduktorů (přední vlákna m. gluteus medius a minimus) a adduktorů (m. pectineus, m. adductor brevis, m. adductor longus a zadní vlákna m. adductor magnus (Kapandji 1987). V 90° flexi uvádí Kapandji

jako zevní rotátory i m. gluteus maximus a m. obturatorius internus. Vojta (1995) popisuje funkci m. popliteus jako zevního rotátora kyčelního kloubu při kontrakci směrem k distálně umístěnému punctum fixum.

Stabilitu hlezenního kloubu dynamicky udržuje ko-kontrakce mm. peronei longus et brevis a mm. tibiales anterior et posterior.

Stabilizace úseků dolní končetiny se dle ontogenetických znalostí zákonitě objeví i ve stabilizaci Th-L přechodu, C-Th přechodu či na postavení ramen.

Při testu dřep-vzpěrač sledujeme: Ko-aktivaci abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu při stabilizaci pánve ve frontální rovině. Vyváženou aktivitu ventrální a dorzální muskulatury trupu. Svalové souhry zevních rotátorů, abduktorů a adduktorů kyčelních kloubů. Postavení aker.

Fyziologická koordinace: V obou fázích testu zůstane pánev v neutrální pozici ve všech třech rovinách pohybu. Trup je vzpřímený, křivky páteře jsou ve fyziologickém postavení. Po celou dobu provádění testu jsou kyčelní, kolenní i hlezenní klouby v centrovaném postavení.

5.1.3. Squat-šermíř

Anglický termín squat znamená v překladu podřep. Fyzioterapeutická literatura užívá nejrůznějších kombinací „podřepů“ při vyšetřování i cvičení (half squat, squat jump, squat rack, Narcessian – Squat – Test atd.). Slovem „šermíř“ se snažíme charakterizovat „náš“ podřep jako takový, který je podobný pozici výpadu v šermu.

Výchozí poloha testu squat-šermíř: Vyšetřovaný stojí vzpřímeně, má nakročeno přední dolní končetinou (přibližně 30° flexe v kyčelním kloubu), váha je především na zadní DK. Oba kolenní klouby jsou v extendovaném postavení. V transversální a frontální rovině jsou obě DK v nulovém postavení.

Provedení testu: Vyšetřovaný přenesse váhu na přední DK za současné flexe v kolenním kloubu. Patela přední DK by v sagitální rovině neměla přesáhnout prstce. Zadní DK zůstává v extendovaném postavení v kolenním kloubu, pata na zemi. Trup je v prodloužení zadní DK. Z tohoto maximálního postavení se testovaný vrátí opět do původní polohy. Horní končetiny jsou po celou dobu vyšetření volně podél těla.

Kineziologický rozbor: Vyšetření probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci DKK v

kontralaterálním vzoru. Svaly pracují v první fázi (do maximálního postavení) excentricky, ve druhé fázi koncentricky. Směr svalových tahů DKK působí k distálně uloženému punctum fixum. Hlavní nároky na stabilizaci jsou kladeny na přední DK a na postavení pánve v transverzální a frontální rovině. V sagitální rovině je pánev držena v neutrální pozici ko-aktivitou ventrální a dorzální muskulatury trupu spolu s flexory a extenzory kyčelního kloubu. Ve frontální rovině stabilizuje pánev především m. gluteus medius a jeho různé porce dle stupně flexe v KK. V transverzální rovině ovlivní postavení pánve především ko-aktivace adduktorů stehna a zevních rotátorů KK. Kolenní kloub stabilizuje vyvážená aktivita m. vastus medialis et lateralis spolu s ischiokrurální svalovou skupinou. Hlezenní kloub stabilizují m. peroneus longus et brevis a m. tibiales anterior et posterior.

Při testu squat-šermíř sledujeme: Postavení pánve především v transverzální a frontální rovině. Prostorové vztahy kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

Fyziologická koordinace: Pánev zůstane po celou dobu testu v neutrální pozici. Kyčelní, kolenní a hlezenní kloubu udrží centrované postavení.

5.2. Nové funkční testy-výsledky vyšetření

5.2.1. Rytíř-střelec

Nejčastější patologií, kterou jsme zaznamenali byla vnitřní rotace femuru v kyčelním kloubu, kterou jsme v různé míře a v různé fázi pohybu sledovali u všech čtyř testovaných jedinců. Přičítáme to v první řadě dysfunkci zevních rotátorů kyčelního kloubu, které jsou „přetaženy“ adduktorovou skupinou. Dalším důvodem vnitřně rotačního postavení femuru v KK může být nevyvážená aktivita svalových porcí m. gluteus medius, který stabilizuje pánev ve frontální rovině. Jestliže bude jeho přední část uplatněna v této funkci více než zadní porce, bude výsledkem pohyb do vnitřní rotace. Třetí možnou příčinu patologického vzoru odvozujeme od reakce nohy. Vnitřní rotace v kyčelním kloubu je spojena s planovalgózním postavením akra končetiny. M. tibialis posterior (dle Jandy (1994) sval s tendencí ke zkrácení) je při patologické stabilizaci akra nejvíce využitý, zatímco vliv m. peronei a m. tibialis anterior je oslabený. Výsledným obrazem je zmiňované planovalgózní postavení nohy. Hypertonický m. tibialis posterior vyřadí z funkce i m. popliteus. Výsledkem je další oslabení zevně rotační komponenty v kyčelním kloubu. Všechny tři vlivy se ve svých patologických svalových souhrách navzájem potencují. Slovy vývojové

kineziologie je můžeme pojmenovat jako dysfunkci svalů fylogeneticky a ontogeneticky mladších (zevní rotátory, m. tibialis anterior, abduktory KK) oproti svalům fylogeneticky (i ontogeneticky) starších (zejm. adduktory a m. tibialis posterior).

Vnitřní rotace femuru byla ve všech čtyřech případech spojena s laterálním posunem pánve na stranu opěrné končetiny. Čím větší byla vnitřní rotace stehenní kosti, tím větší jsme pozorovali laterální posun pánve. Tato reakce časově předchází vnitřní rotaci stehenní kosti a de facto celý pohyb začíná. Laterální posun pánve na stranu opěrné DK je spojen se zešikmením ve frontální rovině (na straně opěrné DK kraniálně). Vyšetřovaný jakoby „vysadil bok“. Toto postavení můžeme interpretovat jako reakci CNS, který nastaví atitudu pro pohyb, jenž má následovat. Teprve z této atitudy (zde patologické) začne vyšetřovaný vstávat.

Stranové porovnání obou opěrných dolních končetin odhalilo rozdíl u jednoho testovaného (A) v neprospěch levé DK. U dvou vyšetřovaných žen není stranový rozdíl vizuálně patrný. Jedna udává subjektivně obtížnější provedení testu na opěrné levé končetině (C), druhá na opěrné pravé (B).



Obrázek 15. Zřetězení patologických svalových souher při testu rytíř-střelec. Planovalgózní postavení akra s výraznou zevní rotací, vnitřně rotační postavení femuru, laterální posun pánve na stranu opěrné DK kompenzovaný druhostranným úklonem trupu. Rotace pánve je z tohoto snímku nezřetelná (předpokládáme pozitivní rotaci). Na dolním hrudníku prominují žeberní oblouky jako důkaz dysfunkce základního PF bránice a břišních svalů. Z břišních svalů pozorujeme především kontrakci m. rectus abdominis, obzvláště jeho kraniální části. Pravé rameno je v protrakci, trup rotován negativně. Náklon trupu na pravou stranu je kompenzován abdukci levé horní končetiny s výrazným zapojením m. trapezius vlevo.

Největší zřetězení patologických svalových souher jsme pozorovali u jedince po oboustranné Salterově operaci KK (Obrázek 15). Nároky na stabilizaci dolní končetiny se v důsledku svalové dysfunkce přenesly na celý trup. Z časového hlediska byl patrný první znak nedostatečnosti svalových souher na patologické reakci akra (do planovalgosity), následuje pokus o fixaci pánve (její patologická lateralizace spojená s úklonem trupu a kompenzační reakcí levé HK). Vnitřní rotace femuru se naplno projeví až při plném zatížení opěrné DK (zde levá).

5.2.2. Dřep vzpěrač

Nejčastější patologií, kterou jsme pozorovali bylo nevyvážené postavení trupu. U všech čtyř vyšetřovaných jedinců došlo v průběhu testu k předklonu trupu a ztrátě lordotické křivky v lumbální páteři. Míra předklonu koreluje při 90° flexi v KK a v kloubu kolenním se stupněm dorzální flexe v horním hlezenním kloubu. U testovaných B a D (Obrázek 16 a) jsme dle Jandy (2004) vyšetřili oboustranný zkrat m. soleus, který dorzální flexi omezuje. Jedinec musí daný stav kompenzovat výrazným předklonem, aby udržel rovnováhu v sagitální rovině. Vyšetřovaná C (Obrázek 20) nemá omezenou dorzální flexi hlezna a pozorujeme u ní i menší celkový předklon trupu.

Předklon vykazuje u vyšetřovaných B, C a D i odlišnou kvalitu. Vyšetřovaný D kyfotizuje bederní i hrudní páteř (Obrázek 16), B jen hrudní páteř (). U testované C (Obrázek 21) pozorujeme napřimené držení v bederní a hrudní oblasti a reklinaci hlavy. Tyto rozdíly značí různé svalové souhry ventrální a dorzální muskulatury trupu, které využívá CNS při stabilizaci trupu v náklonu.

Vnitřní rotaci femurů jsem sledovali především u vyšetřovaných B a D (Obrázek 17 a Obrázek 19). Toto postavení je vždy doprovázeno valgózním nastavením v dolním hlezenním kloubu. Popis svalových souher je obdobný jako u testu rytíř-střelec. Zde jej doplňujeme o přesnější rozbor ko-aktivace adduktorů a zevních rotátorů. Vnitřní rotace femuru se objevila vždy okolo 90° flexe v kyčli. Tento nálezný vysvětlujeme jako důkaz dysfunkce m. gluteus maximus a zevních rotátorů kyčle. M. gluteus maximus je v popsaném postavení hlavní extenzor KK (ischiokrurální svalová skupina je „vyblokována“ flexí v kolenním kloubu). Při nedostatečné funkci m. gluteus maximus jsou kladeny zvýšené nároky na adduktory KK, které v tomto úhlovém nastavení pracují jako pomocné extenzory KK. Jejich tah s sebou zákonitě nese addukční a vnitřně rotační složku, kterou musí kompenzovat zevní rotátory KK. Když se zkombinuje dysfunkce m. gluteus maximus (viz výše zmíněná úloha zevního rotátoru v 90° flexi KK) a pelvitrochanterických svalů, „přetáhnou“ adduktory snadno femur do addukce a vnitřní rotace.

Stranové rozdíly v míře vnitřní rotace femuru jsou minimální. Jako lehce patologický stav interpretujeme i takové postavení, kdy koleno nepřesáhne střední osu těla, ale s postupnou flexí v kyčelním kloubu se nezvyší abdukce a zevní rotace.



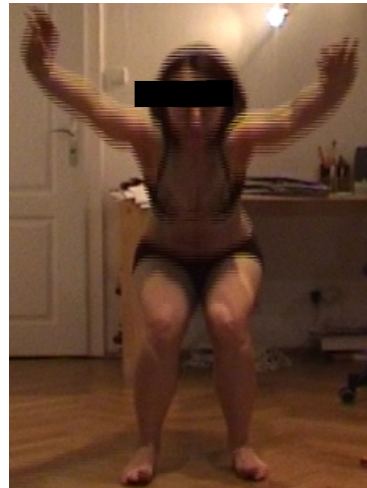
Obrázek 16. Kompletní patologický obraz stabilizace v testu „dřep-vzpěrač“ při pohledu z boku. Pozorujeme odlepení zevní hrany chodidla v důsledku valgózního postavení v dolním hlezenním kloubu. Trup je výrazně kyfotizován v bederní i hrudní oblasti, hlava toto postavení kompenzuje reklinací. Ramena jsou držena v elevaci.



Obrázek 17. Patologický obraz stabilizace v testu „dřep-vzpěrač“ při pohledu zepředu. Vidíme planovalgózní obou akér, pravá noha je navíc ve výraznější zevní rotaci. Oba femury jsou ve vnitřní rotaci (výrazněji vlevo). Vyšetřovaný zatěžuje především levou DK, což je dále patrné z laterálního shiftu trupu vlevo. Levý trapéz je ve výrazném hypertonu.



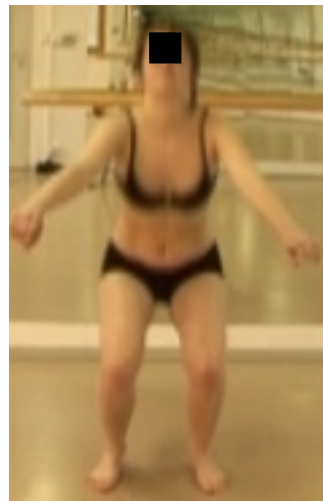
Obrázek 18. Předklonem trupu kompenzuje vyšetřovaná kompenzuje tendenci přepadnout dozadu. Páteř je kyfotizována pouze v hrudní oblasti. Patrná extenze prstů nohy. Tento obraz je nejspíše způsoben snahou udržet rovnováhu v sagitální rovině. Zvýšený laterální okraj plosky interpretujeme jako důkaz nevyvážené aktivity stabilizátorů hlezna s obrazem valgózního postavení v dolním hlezenním kloubu. Relativní reklinaci hlavy považujeme za kompenzační mechanismus vzhledem k celkovému naklonění trupu vpřed.



Obrázek 19. Naznačená vnitřní rotace obou femurů (výrazněji vlevo). Jako kompenzačního mechanismu při ztrátě stability (přepadávání nazad), využívá vyšetřovaná reflexní předsun paží vpřed a extenzi prstů. Ramena jsou držena v elevaci.



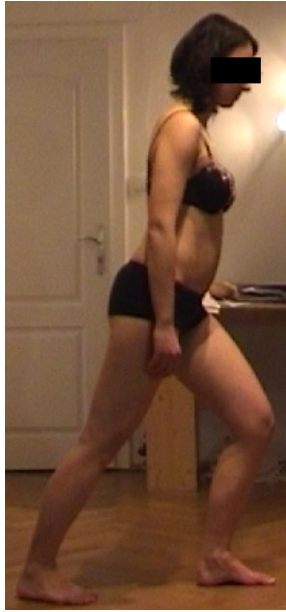
Obrázek 20. Předklon trupu není tak výrazný jako v předešlých příkladech, je proveden v extendovaném postavení segmentů. Patrná je především reklinace hlavy, sledujeme nerovnováhu mezi hlubokými flexory krku a jeho extenzory. Tedy nikoliv (jako v předchozích případech) kompenzaci celkového držení trupu.



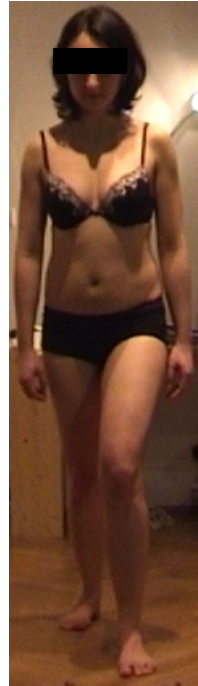
Obrázek 21. Pravá DK by v daném stupni flexe a abdukce v kyčelním kloubu měla mít větší stupeň zevní rotace, tak aby koleno nebylo mediálněji než hlezenní kloub. Patrný záklon hlavy.

5.2.3. Squat-šermíř

Sledovali jsme dva různé patologické obrazy. Vnitřní rotace femuru byla u vyšetřované B spojena s deviací pánve ve všech třech rovinách (Obrázek 22 a Obrázek 23) Testovaný D vykazuje větší vnitřně rotační postavení stehenní kosti, ale souhyb pohyb pánve je jen naznačený (Obrázek 24 a Obrázek 25). V prvním případě usuzujeme na primární problém ve stabilizaci pánve, ve druhém případě je postižena svalová souhra především ve svalech okolo kyčelního kloubu. To odpovídá i ostatním klinickým vyšetřením. U první testované je ve stoji patrná zvýšená bederní lordóza s vrcholem v Th-L přechodu, tedy stejný obraz postavení segmentů trupu jako u testu squat-šermíř. Při vyšetření chůze byla patrná zvýšená antevertze pánve (zvláště při chůzi pozadu). Výrazný souhyb pánve jsme zaznamenali při vyšetření pohybového stereotypu do abdukce DK dle Jandy(1984). Ani po slovní korekci nedokázala vyšetřovaná fixovat pánev a stále využívala tensorový mechanismus abdukce se souhybem pánve ve frontální i transverzální rovině. Patologický stereotyp souhybu pánve je zjevně pevně fixovaný a projevuje se při různých činnostech DKK a proto byl dominujícím příznakem i při testu squat-šermíř. U vyšetření jedince po oboustranné Salterově operaci kyčelního kloubu byla patrná neschopnost relaxovat svaly okolo KK v průběhu pasivního pohybu do cirkumdukce v leže na zádech. V průběhu pohybu jsme pozorovali časté mimovolní kontrakce a to i ve středním rozsahu pohybu. Při vyšetření chůze je patrná zevní rotace obou končetin (více levé), výrazný souhyb pánve jsme nepozorovali. Tento jev si vysvětlujeme jako pozůstatek bolestivé afekce z oblasti KK v průběhu morbus Calvé-Legg-Pertes, kvůli které byl pacient operován. Patologická aference z KK dlouhodobě působila na CNS, kde se uložila jako ochranný vzor. I přes to, že je pacient již rok po operaci a necítí subjektivně žádné obtíže je tento patologický vzor fixovaný a ovlivňuje pohyb v kyčelním kloubu.



Obrázek 22. Zvýrazněná lordóza v bederní páteři s ostrým zalomením do hrudní kyfózy přibližně v Th-L přechodu.



Obrázek 23. Pozitivní rotace pánve a její elevace na straně přední dolní končetiny. Vnitřně rotační postavení femuru



Obrázek 24. Rovný předklon bez výrazné lordotizace bederního úseku páteře. V tomto případě jsme zvolili pozici HK za hlavou vyšetřovaného, aby jimi neclonil zbytek pozorovaného těla.



Obrázek 25 Vnitřně rotační postavení femuru s minimálním souhybem pánve. Lehké valgózní postavení v dolním hlezenním kloubu.

5.3. Biomechanický model HIPSTRESS – výsledky vyšetření

U všech jedinců (vyšetřovaný muž A a vyšetřované ženy B a C) jsme spočítali hodnoty maximálního zatížení kloubní chrupavky (p_{max}), lokalizaci místa největšího tlaku na chrupavku, které je charakterizováno odklonem od vertikální osy (Θ), výslednou sílu působící na kyčelní kloubu (R), a směru jejího působení ve frontální rovině (\mathbf{u}_R). Výsledky shrnuje Tabulka 1.

Vyšetřovaný/á	p_{max} [MPa]:	Θ [deg]	R [N]	\mathbf{u}_R [deg]
A, pravý KK	0,68054	6,23365	1009,235	-8,26625
A, levý KK	0,60493	11,23675	884,735	-8,04640
B, pravý KK	1,07918	12,31655	953,810	-6,54810
B, levý KK	1,09186	9,31565	1013,545	-6,64445
C, pravý KK	0,98965	18,45830	905,910	-6,79035
C, levý KK	1,02994	14,43350	941,160	-7,05740

Tabulka 1. Tabulka ukazuje souhrnné výsledky výpočtů biomechanického modelu HIPSTRESS u obou končetin tří vyšetřovaných jedinců. p_{max} - hodnota maximálního tlaku na chrupavku v MPa, R – výsledná síla působící na kyčelní kloub v N, Θ inklinací úhel p_{max} , \mathbf{u}_R – inklinací úhel R ve stupních. Znaménko minus u velikosti úhlů znamená výchylku ve směru mediálním. Místo největšího tlaku (stresový pól) leží na průsečíku kloubní chrupavky a směru působení největšího tlaku (viz. kapitola 2.3.)

Obě ženy (B, C) dosahují větších hodnot p_{max} na obou končetinách oproti testovanému muži a to i přes to, že muž má vyšší hodnotu R . U všech vyšetřovaných jedinců koreluje nižší (absolutní) hodnota \mathbf{u}_R s vyšší inklinací odchylkou Θ . Vyšetřovaná C má u obou končetin umístěn stresový pól nejlaterálněji ze všech (největší pozitivní hodnota Θ). Když posuzujeme každého jedince zvlášť, zjišťujeme, že čím větší je síla působící na kyčelní kloub, tím větší je tlak na chrupavku v místě největšího zatížení.

Stranové rozdíly mezi končetinami u jednotlivých vyšetřovaných viz tabulka 2 a tabulka 3. Samotné hodnoty stranových rozdílů neurčí, nakolik je tento rozdíl významný. Proto jsme převedli nominální hodnoty do procent (Tabulka 4).

Vyšetřovaný/á	p_{max} [MPa]:	Θ [deg]
A	0,07561	-5,00310
B	-0,01268	3,00090
C	-0,04029	4,02480

tabulka 2. Porovnání tlakového zatížení obou končetin. Číslo Θ určuje o kolik stupňů se liší hodnota inklinací úhlu (laterálně). Kladná čísla značí vyšší hodnoty na pravém KK.

Vyšetřovaný/á	R [N]	ν_R [deg]
A	124,500	0,21985
B	-59,735	-0,09635
C	-35,250	-0,26705

tabulka 3. Porovnání velikosti a směru síly působící na obě dolní končetiny. Číslo ν_R určuje o kolik stupňů se liší hodnota inklinacího úhlu R (mediálně). Kladná čísla značí vyšší hodnoty na pravém KK.

Vyšetřovaný/á	p_{max} [MPa]:	Θ [deg]	R [N]	ν_R [deg]
A	5,88%	-28,64%	6,57%	1,35%
B	-0,58%	13,87%	-3,04%	-0,73%
C	-1,99%	12,24%	-1,91%	-1,93%

Tabulka 4. Stranové rozdíly v zatížení kyčelního kloubu v procentech. Znaménko minus značí větší hodnotu na levém kyčelním kloubu.

Největší stranový rozdíl v místě maximálního tlakového zatížení chrupavky kyčelního kloubu prokázal vyšetřovaný muž (A). Chrupavka v jeho pravém KK je o 5,8% (75 kPa) více zatěžovaná než na levé straně. Levá strana má však větší Θ (o 5° což odpovídá 28%), tedy místo největšího zatížení je výrazně laterálněji než v pravém KK. Stejně jako u muže A vykazují ženy (B, C) větší Θ na druhostranné končetině, ale procentuální rozdíl je u žen poloviční oproti vyšetřovanému A. Všichni tři vyšetřovaní více tlakově zatěžují jednu stranu (každý v jiné míře), ale u druhé mají více lateralizováno místo největšího zatížení.

Stranové rozdíly ve velikosti síly působící na KK korelují se stranovým rozdílem směru jejího působení. Kyčelní kloub vyšetřovaného muže (A) je vystaven vyššímu tíhovému zatížení (o 124,5 N = 6,57%) vpravo a směr této síly je na pravé straně mediálněji (o 0,2°). Vyšetřované B a C mají vyšší hodnotu R na levé straně s mediálněji umístěným vektorem síly \mathbf{u}_R .

Hodnoty v procentech ukazují, že stranové rozdíly směrového působení tlaku (Θ) jsou podstatně vyšší než stranové rozdíly směru výsledné síly (ν_R) zatímco stranové rozdíly v R a p_{max} jsou procentuálně srovnatelné.

6. DISKUZE

Na důležitost hodnocení pohybových stereotypů v rámci funkčního vyšetření pohybové soustavy upozorňuje Janda: „*Domníváme se, že změny hybné regulace, které se projeví funkčními svalovými změnami, kloubním změnám předcházejí*“ Janda (1984, 11). S tím souhlasí Lewit: „*Porucha pohybových stereotypů je asi nejdůležitější příčinou funkčních blokád*“ (Lewit, 2003, 41). Jandovy (1984) pohybové stereotypy jsou posuzovány v otevřeném kinematickém řetězci, zatímco převážná část funkce dolních končetin probíhá v uzavřeném kinematickém řetězci (Véle, 2006). V uzavřeném pohybovém kinematickém řetězci je široce rozšířené vyšetření chůze a stoje na jedné noze (Trendelenburgova zkouška). Hodge et al. (1986) měřili tlak na chrupavku při různých denních činnostech in vivo u jedinců s endoprotézou kyčelního kloubu, ve které byly nainstalovány tlakové snímače. „*Naše data ukazují, že běžné denní aktivity, jako chůze do schodů a vstávání ze sedu, způsobí mnohem větší tlaky než při stoji či volné chůzi*“ (Hodge, Fuan, Carlson et al., 1985, 2282). Jestliže přisuzujeme zásadní vliv pohybových stereotypů na degenerativní změny v kloubu je nutné abychom dokázali vyšetřit svalovou souhru i v takovém úhlovém nastavení dolní končetiny, které odpovídá činnostem nejvíce zatěžujícím kyčelní kloub. Výše definované nové testy to umožňují.

Nabízí se otázka, jestli výsledky stávajících vyšetření pohybových stereotypů neodhalí tytéž dysfunkce (i přes odlišné úhlové nastavení končetiny) jako nové testy. Ze čtyř námi vyšetřovaných jedinců jsme pozitivní příznaky Trendelenburgovy zkoušky shledali jen u jednoho (D), zatímco při testu rytíř-střelec vykázali výrazný souhyb tří ze čtyř vyšetřovaných (B, C, D). Dynamický pohybový stereotyp kladl při vyšetření vyšší nároky na stabilizaci pánevního pletence než statická Trendelenburgova zkouška. Dalším možným vysvětlením je Kapanjiho (1987) tvrzení, že se při flexi kyčelního kloubu rozvolňují stabilizační ligamenta KK. Je tudíž pravděpodobné, že budou kladeny větší nároky na stabilizační funkci svalů než při extenčním (nebo nulovém) postavení v kloubu. Při vyšetření chůze jsme u žádného z testovaných nepozorovali vnitřně rotační postavení femuru. Naopak tento příznak převahy adduktorové skupiny nad zevními rotátory a abduktory kyčelního kloubu jsme v různé míře pozorovali téměř u všech jedinců především v testech dřep-vzpěrač a rytíř-střelec. Zdá se, že zařazením nových testů do komplexu funkčních klinických vyšetření bychom mohli získat informace o svalových souhrách, které ostatní vyšetření nejsou schopny dostatečně ohodnotit, konkrétně funkční hodnocení vyvážené koaktivity adduktorů, zevních rotátorů a abduktorů kyčelního kloubu. Takové tvrzení je ovšem v budoucnu nutné podrobit klinické studii.

Lewit a Lepšíková (2008) upozorňují na vzájemnou interakci stabilizačního systému chodidla a trupu. Na proximo-distální vztah upozorňuje Dungl (2005) „*Onemocnění kyčelního kloubu může ovlivnit funkci celého kinetického řetězce: bederní páteř – kyčel – koleno – noha*“ (Dungl, 2005, 46). Bylo by v přímém rozporu se základními tezemi vývojové kineziologie, kdybychom vyčlenili ze stabilizace kyčelního kloubu svalové souhry v oblasti chodidla či trupu. Na výsledku vyšetření novými testy se nepodílí jen souhra svalů kyčelního kloubu, nýbrž koaktivace svalů celého těla. Tento fakt jsme pozorovali při reklinaci hlavy u vyšetřované C (dřep-vzpěrač), planovalgózním postavení aker u jedinců D (rytíř-střelec) a B (dřep-vzpěrač) či u výrazného laterálního posunu trupu u pacienta D (rytíř střelec). Nové testy bychom tedy mohli zařadit do skupiny vyšetření stabilizační funkce svalů vedle Kolářem (2007) publikovaných testů stabilizace trupu. Na tomto místě je nutné poznamenat, že doc. Kolář běžně v klinické praxi využívá vyšetření dřepu na celých chodidlech. Dřep-vzpěrač je jen studentskou nápodobou Kolářova testu.

Zcela jiný pohled na funkční vyšetření nabízí funkční ortopedické dotazníky. Největší hodnotu v nich má subjektivní hodnocení bolesti, zatímco nejmenší posouzení kloubního rozsahu a svalové síly (pod 10% významu u Harris Hip Score). Tedy vše co hodnotí funkčním vyšetřením Lewit (2003) (krom anamnézy, ve které je jistá část věnovaná subjektivním pocitům pacienta), Janda (1984) či Véle (2006), má pro výsledek ortopedických dotazníků zanedbatelný vliv (pakliže se to neprojeví bolestí či neschopností si např. nazout boty). Harris Hip Score se využívá především k ohodnocení úspěšnosti chirurgických výkonů na kyčelním kloubu, zejména u totální endoprotézy KK (Dungl, 2005). U pacientů s pokročilými degenerativními změnami na chrupavce je bolest dominujícím (a nejvíce obtěžujícím) příznakem (Santaguida, 2008), proto je na ní nejspíše kladen takový důraz v dotazníku. Po úspěšné operaci udává většina pacientů zmírnění bolesti, což se pozitivně zobrazí v Harris Hip Score. Lze si jen těžko představit, že by operace sama o sobě změnila např. pohybový stereotyp, či lokalizaci TrPs. Naopak funkční změny často přetrvávají i po odstranění morfologických poruch (Lewit, 2003) a jsou hlavní doménou následné rehabilitace. V našem vyšetření vykazuje pacient po oboustranné operaci KK (D) výrazného patologického obrazu při všech testech, ale v Harris Hip Score by dosáhl výborného výsledku (nic ho nebolí, chodí bez pomůcek atd.). Z pohledu fyzioterapie je ovšem velice rizikovým pacientem pro vznik brzkých degenerativních změn a to nejen v oblasti KK. Harris Hip Score a další ortopedické dotazníky přináší okamžité posouzení výsledků operativních výkonů, nicméně z dlouhodobého hlediska by bylo vhodné je doplnit i funkčním klinickým (rehabilitačním) vyšetřením.

Hodnocení kvality pohybových stereotypů s sebou nese mnoho faktorů, které mohou ovlivnit výsledek. Véle (2006) tvrdí, že „*koordinovaný pohyb probíhá podle určitého pořádku, a proto se při opakování jen málo liší*“ (Véle, 2006, 156). V našem testování, jsme ovšem pozorovali právě různé provedení pohybu u jednotlivých pokusů. Největší rozdíl vykázal vyšetřovaný D, kdy při testu rytíř-střelec ve dvou po sobě následujících pohybech rotoval trup pokaždé na opačnou stranu. U ostatních jedinců nebyly rozdíly tak markantní, nicméně nebyly zanedbatelné. Véle (2006) má možná na mysli „*zaběhnutý koordinovaný pohyb*“. Kračmar (2007) se v publikované kineziologické analýze při zatáčení na carvingových lyžích vyhnul různému provedení pohybu tím, že testoval profesionální lyžařku, u které předpokládal pevně zafixovaný pohybový stereotyp. Je možné, že kdybychom pacienta nechali vyšetření opakovat až do té doby, než by si na něj „*zvykl*“, tak bude provedení jednotlivých pokusů méně odlišné. Otázkou ovšem je, zda by se tím neoslabil výsledek samotného testu. Možností by bylo měřit průměr stranových odchylek v několika po sobě jdoucích pokusech. V tomto případě bychom ale museli určit míru únavy svalů, která by mohla kvalitu pohybového stereotypu ovlivnit. Pincivero et al. (2000) dokázali různou EMG aktivitu flexorů a extenzorů kolenního kloubu v závislosti na svalové únavě. Počet opakování by musel být zvolen tak, aby na jedné straně postihl různé odchylky a na straně druhé, aby neunavil. Dalším problematickým bodem se zdá být testování po provedené terapii, ve které vedeme pacienta ke správným pohybovým stereotypům. Kdyby byl dobře „*zacvičený*“ pacient podroben stejnému testu, dá se předpokládat, že dosáhne lepšího výsledku. Bude tento výsledek označovat to, že se pacient „*naučil*“ lépe používat svalové souhry v pánevním pletenci (ve všech svých pohybových aktivitách), nebo fakt, že se naučil „*dobře provádět*“ daný test? Řešením by mohlo být podrobit jej testu, který bude sledovat stejné cíle, ale se kterým nebude mít pacient zkušenosti. Nebo jej sledovat při běžných denních aktivitách (např. nahradit vyšetření dřep-vzpěrač vstáváním ze sedu).

Faktorem, který může ovlivnit výsledek vyšetření, je i výchozí poloha vyšetřovaného. Vojta (1995) upozorňuje na význam nastavení fyziologické polohy při reflexní lokomoci, bez níž neproběhne fyziologický reflexně vyvolaný pohybový vzor. Při vyšetření není pohyb jedince reflexní ale vědomý. Literatura uvádí pro takovou polohu výraz *atituda*. *Atituda je „výchozí účelově orientovaná poloha, ze které vychází pohyb“* (Véle, 2006, 55). „*Z každé konkrétní atitudy vzniká jedinečný, konkrétní průběh pohybu*“ (Čápková, 2008, 19). Výchozí postavení při provádění testu je vlastně atitudou, ze které vychází pohyb – požadované provedení testu. Otázkou je, do jaké míry máme přesně nastavit výchozí postavení (atitudu) testu. Když ponecháme klíčové složky atitudy na

spontánní aktivitě jedince (v našem případě např. stupeň abdukce a zevní rotace v kyčelním kloubu), tak více hodnotíme pohybový stereotyp v podmínkách, které jsou vyšetřovanému vlastní. Splňujeme tak jeden za základních požadavků pro vyšetřování pohybových stereotypů. „*Je třeba, aby vyšetřovaný provedl pohyb tak, jak je zvyklý. To znamená, že jej zprvu neinstruujeme ani nekorigujeme*“ (Janda, 1984, 85). Když nastavíme přesnou výchozí atitudu, tak vlastně sledujeme schopnost jedince udržet správné nastavení segmentů v průběhu pohybu. Janda (1984) nepoužívá termín atituda, zato po vyšetření pohybového stereotypu zkoumá, nakolik je daný stav fixovaný. Využívá facilitační techniky a pasivní nastavení končetiny do požadovaného postavení (tak, aby se pohybovala jen v příslušném kloubu). Zkoumá, jestli je jedinec schopen ji udržet aktivně tak, aby zapojil příslušné svalové skupiny, a nakonec vyzve vyšetřovaného, aby ještě jednou provedl testovaný pohyb. „*Jestliže po několika minutách se nám nepodařilo vyšetřovanou osobu přecvičit, máme za to, že přestavba stereotypu je fixována, že ji půjde jen velmi obtížně speciálními technikami odstranit. Tato práce bude časově velmi náročná a nemůžeme očekávat dokonalý léčebný efekt*“ (Janda, 1984, 86). Obdobně jako Janda bychom mohli po primárním vyšetření nastavit přesnou atitudu výchozí fáze testu (která by měla fyziologický pohyb facilitovat), instruovat jedince, jak má být test proveden a nechat jej znovu provést test. Zjištění stupně fixace pohybového stereotypu nám přinese důležitější informaci (pro možnosti následné terapie) než kvantitativní míra patologického obrazu. Ovšem bez kvantitativního posouzení se v klinických studiích nejspíše neobejdeme.

S nastavením fyziologické atitudy na počátku vyšetření souvisí (především u testu rytířstřelec) pozice pánve a těžiště. Samotný laterální posun těžiště je nejspíš do určité míry fyziologický. Toto tvrzení je však třeba v budoucnu přesvědčivě vysvětlit. Zatím vycházíme z Vařekovy (2001) poznámky k Jandovu (1984) popisu Trendelenburgovy zkoušky. Janda (1984) považuje klasické dva příznaky Trendelenburgovy zkoušky (pokles pánve na straně nezátížené končetiny – Trendelenburgův příznak a úklon trupu na stranu končetiny stojné – Duchenneův příznak) za málo citlivé a jako patologickou situaci označuje „*již výraznější laterální posun pánve, aniž by došlo k jejímu poklesu*“ (Janda, 1984, 70). Janda (1984) popisuje přesný postup vyšetření a požaduje po vyšetřovaném, aby před začátkem testu „*nepřenášel váhu na budoucí dolní končetinu*“ (Janda(1984, 71). Vařeka (2001) shledává Jandův požadavek za biomechanicky nemožný. „*Teprve přenesení těžiště nad opěrnou bázi představovanou chodidlem stojné nohy jsou vytvořeny podmínky pro provedení požadovaného pohybu, tedy flexi volné dolní končetiny v kyčelním a kolenním*

kloubu“ (Vařeka, Smékal, Urban, 2001, 40). Ve výchozí poloze testu rytíř-střelec zatěžovali všichni čtyři vyšetřovaní jedinci především koleno budoucí odrazové DK (zadní). Při provádění testu je však převážná část váhy na opěrné DK (tedy přední). Kdyby nepřenesl vyšetřovaný těžiště nad opěrnou končetinu, bude mít tendenci přepadávat v průběhu testu dopředu, na stranu odrazové DK. Domníváme se, že je třeba v budoucnu odlišit fyziologické přenesení těžiště (mírný laterální posun trupu a pánve na stranu budoucí opěrné končetiny) a patologický souhyb samotné pánve, kterou využívá CNS vyšetřovaného jako výchozí atitudu, ze které je jedinec schopen (v rámci individuální strategie pohybových souher) vykonat cílený pohyb definovaný vyšetřením.

Další faktory, které mohou ovlivnit hodnocení pohybového stereotypu, jsou psychické vlivy (Janda, 1984), rovnováha (Véle, 2006), nezkušenost vyšetřujícího (Janda, 1984). Se všemi jsme se osobně při vyšetřování setkali. Míra soustředění kolísala především u vyšetřovaného D, možná proto vykazoval největší odchylky u jednotlivých pokusů. Naproti tomu vysoká soustředěnost testované B způsobila, že se v testu chovala jinak než při běžném pohybu. Patologické odchylky vyšetřovaných pohybových stereotypů tím mohly být kvantitativně i kvalitativně ovlivněny. Při testu squat šermíř vykazoval vyšetřovaný D problémy s udržení rovnováhy ve frontální rovině, které kompenzoval náklony trupu. Taková reakce nás sice informuje o jeho balanční strategii (nedostatečné), ale ovlivňuje hodnocení stranové úchylky trupu a pánve jako součásti špatného pohybového stereotypu. Jandovu (1984) poznámku o potřebné zkušenosti vyšetřujícího můžeme jen bezvýhradně potvrdit. S každým novým shlednutím natočených vyšetření jsme viděli nové odchylky. Představa, že nemáme k dispozici videonahrávky testů a máme je hodnotit, je nereálná. Navíc si až bytostně uvědomujeme, že ani nyní nejsme schopni do důsledku posoudit všechny svalové souhry a jejich klinické významy.

Stranové porovnání patologických obrazů stabilizace bylo nejvíce možné u testu dřep-vzpěrač, kde vidíme na jednom obrázku obě dolní končetiny ve stejných pozicích. U kontralaterálních vzorů zbylých dvou vyšetření je stranové porovnání značně obtížné. Odchylky jsou minimální, těžko se odlišuje pohyb v samotném kyčelním kloubu od pohybu pánve (hlavně v transverzální rovině), deviace pánve od souhybu trupu, chybí referenční body. Chceme-li danou problematiku i nadále zkoumat, neobejdeme se bez objektivizační metody. Řešením by mohlo být snímání luminiscenčních bodů infrared kamerami. O této možnosti referují Tošnerová et al. (2003) ve stati, která se zabývá objektivizací analýzy stoje a chůze. Tošnerová et al. navíc uvádějí kombinaci této metody s vyšetřením na silové plošině a telemetrickou PEMG.. Celá trojkombinace

objektivizačních metod, kterou Tošnerová et al. nazývá Motion analysis (analýza pohybu) se zdá být pro případný další výzkum v této oblasti ideální, protože spojuje sledování zatížení dolní končetiny s EMG hodnocením svalových souher a přesné video analýzy stranových odchylek pozorovaných segmentů. Uvědomujeme si, že i tato metoda s sebou přináší jisté problémy (např. nemožnost povrchově snímat aktivitu hluboko uložených zevních rotátorů KK, nebo zaclonění referenčních bodů různými segmenty těla), ale přesto ji chápeme jako další možný krok ve snaze po objektivizaci vyšetření.

Biomechanický model HIPSTRESS počítá ze standardního RTG pánve tlakové zatížení chrupavky kyčelního kloubu při stojí na jedné noze (Zupanc et al., 2008). V rešeršní práci konstatují Brand et al (2001) velké rozpětí rizikových tlaků, které udávají jednotliví autoři. „*Většina studií navrhuje průměrný tlak v rozpětí 0,1-2MPa, zatímco velikost v místě maximálního tlaku na chrupavku v rozmezí 2 – 10 MPa*“ (Brand, Iglíč, Kralj-Iglíč, 2001, 119). V našem měření vykázal vyšetřovaný muž (A) maximální hodnotu zatížení (p_{max}) mezi 0,6 a 0,7MPa, tedy výrazně pod spodní hranici p_{max} , kterou definuje Brand (2001). Přestože z hlediska metody HIPSTRESS nepatří mezi rizikové jedince, jeho nález z RTG snímku potvrzuje osteoartrotické změny 1.-2. stupně na chrupavkách obou KK. Možná chyba (u posuzování konkrétního pacienta) se nalézá v samotném konceptu metody HIPSTRESS. Model sice využívá individuálního RTG snímku, ale ve svých výpočtech pracuje s informacemi z tabulek. Hodnota středního napětí svalu a průměrné napětí svalu (tedy informace, které jsou z fyzioterapeutického pohledu zásadní) nejsou individualizované. Model tedy nerozliší, jestli má konkrétní jedinec např. vyšší tenzi nebo nižší příčný průměr svalů okolo KK. Dále nepočítá se situací, že by jedinec například nedokázal stabilizovat pánev ve frontální rovině (pozitivní Trendelenburgova zkouška) a už vůbec neposuzuje svalovou souhru při stabilizaci kyčelního kloubu (viz níže). Námi citované studie na HIPSTRESS se těmito tématy nezabývají, ale na rozdíl od našeho měření využívají vyšší počet testovaných jedinců (Recnik et al. (2007) hodnotí 57 žen, Mavčič et al. (2008) 58 jedinců kyčelní dysplazii a 48 lidí jako kontrolní skupinu atd.). Při velkém počtu vyšetřovaných se mohou rozdíly v síle konkrétních svalů statisticky vyrovnat, ale posouzení svalových souher a jejich vlivu na možné riziko OA nám nepřinesou (viz níže). Využití matematického modelu HIPSTRESS jako možnosti predikovat rozvoj OA u konkrétního jedince je z podstaty samotného modelu zřejmě nemožné. O možnosti, jak jej přizpůsobit co nejvíce jednotlivci, jsme diskutovali se spoluautorem tohoto modelu RNDr. Matějem Danielem. Z diskuze vyplynulo, že by bylo možné pozměnit hodnoty svalových tahů v závislosti na fyzioterapeutickém

vyšetření. Je ovšem otázkou, nakolik by to ovlivnilo výsledné hodnoty a jak časově náročná by byla obsluha takového modelu, kdyby se pokaždé znovu musely měnit vstupní hodnoty.

Stranové porovnání výsledků modelu HIPSTRESS a klinického nálezu OA na kyčelních kloubech vyšetřovaného muže A přineslo zajímavý paradox. Ačkoliv má A vyšší stupeň degenerativních změn na levém KK, model vypočetl vyšší tlakové zatížení pravého KK (o 5,5%). Pozoruhodná je stanová odchylka Θ , která se liší o 28,6% ve směru větší lateralizace největšího bodu zatížení na levém KK. Z našeho měření se zdá, že větší vliv na rozvoj OA má míra stranové úchyly místa s největším zatížením chrupavky než hodnota souhrnného tlaku. Recnik et. al.(2007) to však vyvracejí. Při hodnocení 57 jedinců nevykazovaly výchylky Θ statisticky významné rozdíly. Navíc žádný z autorů se o Θ jako o rizikovém faktoru nezmiňuje. Druhé možné vysvětlení zmíněného stranového paradoxu nabídlo vyšetření rytíř-střelec, ve kterém předvedl A nejvýraznější stranovou odchylku v pohybovém stereotypu ze všech čtyř vyšetřovaných a to na levé dolní končetině. Není tedy vliv patologického pohybového stereotypu tím faktorem, který navzdory vypočítanému vyššímu p_{max} způsobuje větší degenerativní změny na chrupavce levého KK? Jaký vliv má nevýhodná morfologie na osteoartrotické změny v kloubu a jak výraznou roli hrají pohybové stereotypy?

Nenalezli jsme žádnou klinickou studii, která by se zabývala vztahy svalové koordinace a metodou HIPSTRESS. Z pohledu rehabilitace je však kvalita pohybových stereotypů pro jeho funkční poruchy zásadní (Janda, 1984, Lewit, 2003). Oba autoři akcentují přímý vliv funkčních poruch na rozvoj degenerativních změn v kloubu. Literatura vývojové kineziologie (Vojta, 1995, Kolář, 2001, Lewit, 2003, Beranová, 2004, Čápková, 2008) hovoří o tzv. funkčně centrovaném kloubu, který má nejvýhodnější biomechanické podmínky při zatížení kloubních chrupavek. Při hledání vztahů mezi funkční decentrací KK (kterou odhalují funkční testy) a parametry jeho zatížení, které vypočítal HIPSTRESS jsme narazili na dva zásadní problémy. Současná podoba modelu HIPSTRESS nedokáže přesně evaluovat konkrétního jedince a my jsme jejím výpočtům podrobili jen tři vyšetřované. Stranové odchylky u funkčních testů nebyly pouhou aspektem příliš patrné, přičemž vliv nejspíše měl i fakt, že jsme vyšetřovali v podstatě zdravé jedince. Za takovýchto podmínek je jakékoliv porovnávání značně zavádějící. Pro případné další porovnávání metody HIPSTRESS a funkčních testů je nutné použít větší skupinu testovaných jedinců, ideálně s jednostrannými potížemi v anamnéze (např. pacienty po prodělané m. calvé-legg-perthes), a u nich přesněji evaluovat případné stranové odchylky v pohybových stereotypech. Možností by také

bylo porovnat skupiny „morfologicky rizikových“ a zdravých jedinců.

Naše měření otevřela otázku, zda může mít nějaký z parametrů HIPSTRESS vliv na kvalitu pohybového stereotypu v oblasti pánevního pletence. Obě ženy (B, C) tlakově zatěžují více své kyčelní klouby než vyšetřovaný muž. Naše sledování je v souladu se závěry Iglíče et al. (2001), kteří porovnávali 113 žen s 33 muži a dospěli k výsledku, že ženy zatěžují KK vyšší tlakovou silou. Kdybychom považovali velikost tlaku za rozhodující faktor ovlivňující pohybový stereotyp, došli bychom k závěru, že ženy mají horší svalovou koordinaci při stabilizaci KK než muži. Takový závěr je ovšem značně nepředstavitelný, rozhodně se o závislosti pohlaví na kvalitě pohybových stereotypů žádný z autorů zabývajících se svalovou souhrou nezmiňuje (Janda, 1984, Vojta, 1993, 1995, Lewit, 2003, Kolář, 1998). Stankovski et al. (1996) shledali vyšší R a U_R u žen v porovnání s muži. V našem měření jsme pohlavní rozdíly mezi těmito dvěma hodnotami pozorovali jen u U_R (přibližně 8%). Studie zabývající se pohlavními rozdíly v zatížení KK (Iglíč et al, 2001 a Stankovski et al., 1996) si neodporují, protože obě se zabývají jen potvrzením své hypotézy a ve studii nezpracovávají ostatní parametry. Jediným parametrem, u kterého žádný autor neměřil (a tudíž ani neshledal) pohlavní rozdíly, je odchylka místa největšího zatížení (Θ). Při stranovém porovnání Θ jsme u všech vyšetřovaných jedinců naměřili největší stranové odchylky (12-28%). Končetina, která měla místo největšího tlaku umístěno laterálněji vykazovala přeci jen lehce patologičtější pohybový vzor než opačná (nutno dodat, že ne ve všech testech!). Nejzřetelněji byl daný vztah patrný u vyšetřovaného muže A (viz výše). Lateralizace místa tlaku se jeví být u vyšetřovaného A spolu s horším pohybovým stereotypem nejpravděpodobnějšími příčinami vyšších degenerativních změn v levém KK. Kolář (1998) uvádí kontrakturu adduktorů jako významné kritérium pro indikaci operačního výkonu na KK u pacientů s dětskou mozkovou obrnou z důvodu hrozící luxace. „*Máme-li před sebou obraz počínající laterální migrace kyčle při progresi addukční kontraktury, je operace indikována absolutně a akutně*“ (Kolář, 1998, 11). Laterální migrace femuru i lateralizace místa tlakového zatížení KK počítají s wibergovým úhlem. Můžeme je tedy (alespoň v hrubém přiblížení) považovat za podobné. Funkční vyšetření přičítá patologický hybný stereotyp především nevyvážené kontrakci adduktorů, zevních rotátorů a abduktorů KK ve smyslu převahy (hypertonu) adduktorové skupiny. Vztah převahy adduktorů v hybném stereotypu k lateralizaci bodu největšího tlaku se zdá být obdobný jako Kolářem (1998) zmíněná progresie kontraktury adduktorové skupiny a lateralizace femuru. Bez léčebného zásahu vyústí jedno v luxaci kyčelního kloubu a druhé v superolaterální OA. Vyšší hodnota Θ se tak zdá styčným bodem mezi funkčními testy a metodou

HIPSTRESS. Tuto domněnku by však bylo opět nutné dokázat na studii s větším počtem sledovaných pacientů.

Narazili jsme ještě na další možnost jak rozvíjet spolupráci biomechaniky a fyzioterapie. V disertační práci publikuje Horák (2008) výpočtovou analýzu kyčelního kloubu, která modeluje zatížení chrupavky při chůzi. Horák (2008) dokázal na dvou pacientech, že změna stereotypu chůze pozitivně ovlivní zatížení chrupavky KK. Výhodou modelu oproti HIPSTRESS je jeho dynamický charakter, nevýhodou fakt, že jako vstupní data využívá CT a MRI snímků, tedy metod, které nejsou tolik dostupné jako klasický RTG. Hlavní klad spatřujeme v tom, že Horákova (2008) disertace zohledňuje pohybový stereotyp. Je tedy našemu uvažování blíže než HIPSTRESS studie.

Z výsledků přímého měření tlaku v kyčelním kloubu (viz výše) ještě vyplývá, že místo největšího tlaku se při různém nastavení dolní končetiny pohybuje (Hodge et. al.1986) Např. u stojné fáze končetiny při chůzi je na průniku frontální roviny probíhající středem kloubu a horního okraje acetabula, zatímco při vstávání ze sedu je v mezifázi (přibližně 45° flexe v kyčli) místo největšího zatížení uprostřed posteriorního oblouku facies lunata. Kolář (2001) tvrdí, že funkčně centrováný kloub umožňuje jeho optimální zatížení a největší kongruenci kloubních ploch. Možnost porovnat rozložení tlaku u funkčně decentrovaného kloubu s funkčně centrováním pomocí přímého snímání tlaku v kloubu by přinesla asi nejrelevantnější výsledky, které by si mohl fyzioterapeutický výzkum zaměřený na funkční centraci kloubu přát. Přímým měřením tlaku v kyčelním kloubu se zabývá institut Julia Wolfa v Berlíně, který navíc měří tlaky v náhradách ramenního a kolenního kloubu i obratlových těl.

7. ZÁVĚRY

Definovali jsme tři nová funkční vyšetření pohybového stereotypu dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci v souvislostech vývojové kineziologie. Zařazením testů rytířstřelec, dřep-vzpěrač a squat-šermíř do komplexu funkčních klinických vyšetření může fyzioterapeut získat informace o svalových souhrách, které jsou běžnou součástí lidské hybnosti (běh, vstávání ze sedu atd.), a které stávající testy nejsou schopny odhalit. Toto hypotetické tvrzení je však třeba v budoucnu dokázat na porovnávací studii.

Pro přesnější evaluaci výsledků funkčních testů je nutná jejich objektivizace. Jako ideální se jeví kombinované měření pomocí videografie, telemetrické PEMG a vyšetření na silové plošině.

Při hledání vztahů mezi funkční decentrací kyčelního kloubu (kterou odhalují funkční testy) a parametry jeho tlakového zatížení, které počítá metoda HIPSTRESS, jsme narazili na dva zásadní problémy. Současná podoba modelu HIPSTRESS nedokáže přesně evaluovat konkrétního jedince a stranové odchylky u funkčních testů nejsou aspekty dostatečně prokazatelné. Pro případné další porovnávání metody HIPSTRESS a funkčních testů je nutné použít větší skupinu testovaných jedinců, ideálně s jednostrannými potížemi v anamnéze (např. pacienty po prodělané m. calvé-legg-perthes) a přesněji vyhodnotit případné odchylky v pohybových stereotypech. Jiným vhodným postupem by bylo zkoumat skupinu „morfologicky rizikových pacientů“ a porovnat s kontrolní skupinou zdravých jedinců.

Z našich výsledků vyplynula možná souvislost lateralizace bodu maximálního tlaku a hyperaktivity adduktorů kyčelního kloubu. Tuto domněnku je však opět nutné dokázat na studii s větším počtem sledovaných pacientů.

Jako další možnost výzkumu v této oblasti se nabízejí jiné biomechanické metody, např. dynamický model výpočtu zatížení kloubní chrupavky kyčelního kloubu při chůzi a přímým měřením tlaků v kyčelním kloubu pomocí tlakových snímačů umístěných v endoprotéze.

8.SOUHRN

Na počátku našeho zájmu o problematiku funkčního vyšetření kyčelního kloubu stál termín „preartróza“. Je obecně známým faktem, že jedinci, kteří prošli významnými ortopedickými událostmi v této oblasti, jsou predisponováni ke vzniku coxartrózy. Je pravděpodobné, že součástí kompletního klinického obrazu „preartrózy“ jsou nejen morfologické změny, ale i změny funkční. Přesné posouzení obou aspektů, vztahů mezi nimi a jejich vlivu na zdravotní stav pacienta by měly být součástí každého klinického vyšetření a zásadně se podílí na úspěchu zvolené terapie.

Za začátek patologického cyklu funkčních změn, který mnohdy vyústí v degenerativní změny v kloubu, považuje Janda (1984) poruchu pohybového stereotypu. Současná vyšetření pohybových stereotypů dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci hodnotí pohyb jen v omezeném kloubním rozsahu, který neodpovídá běžným lidským činnostem jako běh, vstávání ze sedu, chůze do schodů aj. Definovali jsme tři nová funkční vyšetření pohybového stereotypu dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci v souvislostech vývojové kineziologie. Zařazením testů rytíř-střelec, dřep-vzpěrač a squat-šermíř do komplexu funkčních klinických vyšetření může fyzioterapeut získat informace o svalových souhrách, které stávající testy nejsou schopny odhalit. Toto hypotetické tvrzení je však třeba v budoucnu dokázat na porovnávací studii.

Mechanické zatížení kloubu je obtížně měřitelné. Biomechanický model HIPSTRESS umožňuje z RTG snímku vypočítat sílu a tlak působící na kyčelní kloub při stožení na jedné noze. Čtyři jedince jsme podrobili novým funkčním testům a u tří z nich jsme provedli výpočet tlaků a sil působících na kyčelní klouby pomocí biomechanického modelu HIPSTRESS. Při hledání vztahů mezi parametry tlakového a silového zatížení kyčelního kloubu, kvalitou pohybového stereotypu a degenerativními změnami v kloubu jsme narazili na dva zásadní problémy. Současná podoba modelu HIPSTRESS nedokáže přesně evaluovat konkrétního jedince a stranové odchylky u funkčních testů nejsou pouhou aspektem dostatečně prokazatelné. Pro případné další porovnávání metody HIPSTRESS a funkčních testů je nutné použít větší skupinu testovaných jedinců, nejlépe s jednostrannými potížemi v anamnéze a přesněji vyhodnotit případné odchylky v pohybových stereotypyech, ideálně kombinací videografického měření, telemetrické PEMG a vyšetření na silové plošině. Další možností je volba jiné biomechanické metody, např. dynamického matematického modelu či přímého měření tlaků v kyčelním kloubu pomocí tlakových snímačů umístěných v endoprotéze.

9.SUMMARY

Our interest in the problems of functional examination of the hip joint was aroused by the term „prearthrosis“. It is common knowledge that individuals, who suffered major orthopaedic occurrences in this area (congenital ileal displasia, morbus Calvé-Legg-Perthes or traumatic disturbance of the hip joint), are predisposed to develop coxarthrosis. It is presumable that a complete clinical image of „prearthrosis“ includes not only morphological, but also functional alterations. Any responsible clinical examination must accurately assess both aspects, relations between them and their influence on patient's health, as this is crucial in successful therapy.

According to Janda (1984) malfunction of muscular pattern is the beginning of the pathological cycle of functional changes that often results in degenerative alterations in the joint. Present-day examinations of lower limb muscular patterns in closed kinematic succession assess movement only in limited articular extent that does not correspond to common human activities like running, getting up from sitting position, climbing stairs etc. We defined three new functional examinations of lower limb muscular pattern in closed kinematic succession in the framework of kinesiology of child evolution. Thanks to the tests *knight-marksman*, *crouch-weightlift* and *squat-swordsman* the physiotherapist can obtain information about muscular coordinations that cannot be revealed by current tests. This hypothetical statement must however still be substantiated with a comparative study.

Mechanical stress in a joint is difficult to measure. Biomechanical model HIPSTRESS allows to calculate force and pressure in the hip joint with the patient standing on one foot. We subjected four individuals to the new functional tests and in three cases calculated forces and pressures in hip joints with the HIPSTRESS biomechanical model. When searching for relations between pressure and force stress parameters, and the quality of muscular pattern, we encountered two fundamental problems. The HIPSTRESS model in its present form is not able to accurately evaluate a specific individual and the lateral deviations in functional tests are not made sufficiently conclusive by mere aspection. Any prospective comparison of the HIPSTRESS method and functional tests needs a larger group of test subjects, preferably with a history of one-side ailments, and a more accurate evaluation of possible deviations in muscular patterns. It is also possible to choose another biomechanical method, e. g. dynamic mathematical model or direct pressure measurement in the hip joint by means of pressure sensors placed in a hip prosthesis.

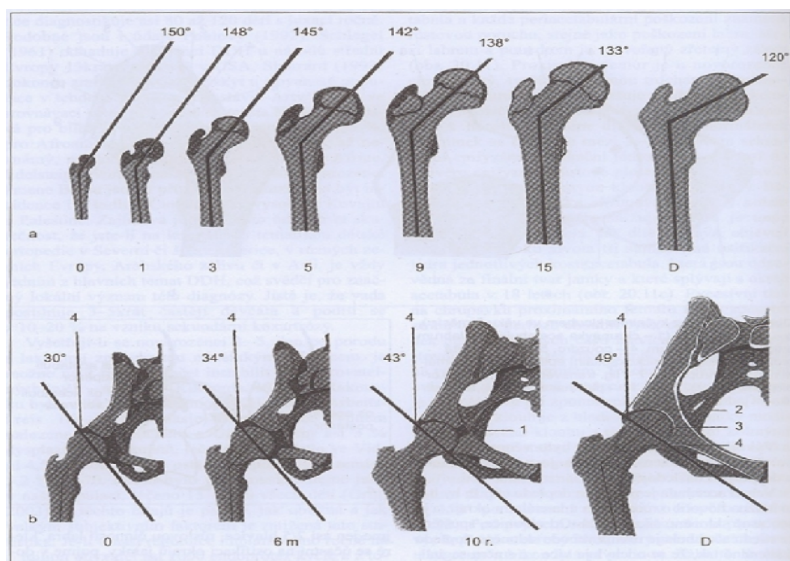
10.REFERENČNÍ SEZNAM

1. **Basmajian, J., V.:** 'Spurt' and 'shunt' muscles. An electro-myographic confirmation, J Anat, 93, n. 4, 551-553, 1959.
2. **Beranová, B.:** Pletenec pánevní a vývojová kineziologie, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 11, 2004, č.4, s.200 – 202.
3. **Brand, R.A.,** Iglíč, A.,Kralj-Iglíč, V.: Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment. Hip international, vol.11, no.3, 2001, p.117-126
4. **Charlton, R.:** Lower back and leg pain, J. of Myotherapy, vol.1, 16-20, 2002.
5. **Čápková, J.:** Terapeutický koncept, Ostrava, Repronis, 2008.
6. **Čihák, R.:** Anatomie 1, Praha, Grada, 2006.
7. **Dungl, P. a kol.:** Ortopedie, Praha, Grada, 2005.
8. **Dylevský, J.:** Speciální kineziologie, Praha, Grada, 2009.
9. **Dymešová, E.:** Úhel femorální anteverze ve vztahu k posturálním funkcím objektivizace pomocí ultrasonografie, Praha, 2007.
10. **Hodge, W. A.,** Fujan, R. S., Carlson, K. L., Burgess, R. G., Harris, W. H., Mann, R. W.: Contact pressure in the human hip joint measured in vivo. Proc. Natl. Acad. Sci. vol 83, 1986, p. 1879-2883
11. **Horák, Z.:** Vliv změny mechanického zatížení na kyčelní kloub během chůze. Diplomová práce, České vysoké učení technické, Fakulta strojní, Praha, 2008
12. **Iglíč, A.,** Srtar, F., Antolic, V.: Influence of the pelvic shape on the biomechanical status of the hip. Clin. Biomech, vol. 8, 1993, p. 223-224.
13. **Iglíč, A.,** Daniel, M., Kralj-Iglíč, V., Antolič, V., Jaklič, A.: Peak hip-joint contact stress in male and female populations. J. of musculoskeletal research, vol. 5, no. 1, 2001, p. 17-21
14. **Janda, V.:** Co je typický stoj člověka? Čas. Lék. Čes., 111, 1972, č. 32.
15. **Janda, V.:** Základy kliniky funkčních neparetických poruch, Brno Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1984.
16. **Janda, V.:** Svalové funkční testy, Praha, Grada, 2004.
17. **Kapandji, I. A.:** The physiology of joints. Volume two. Košer co to znamená košer limb? limb. Edimburg. Churchill Livingstone, 1987.

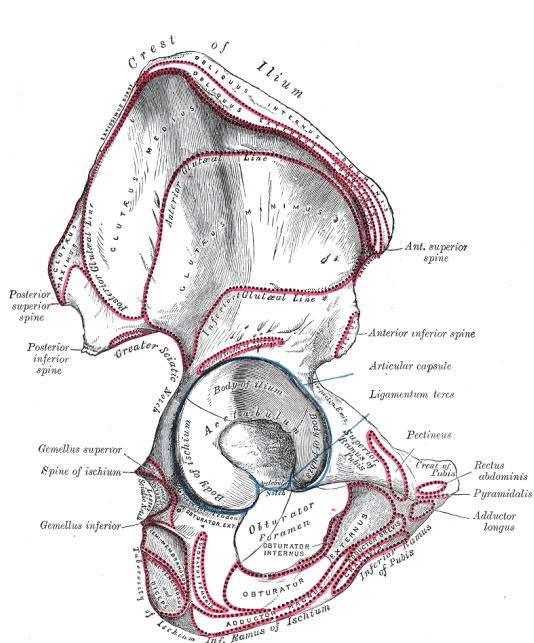
18. **Kersnič, B.,** Iglič, A., Kralj-Iglič, V., Srakar, F.: Increased incidence of arthrosis in women could be related to femoral and pelvic shape. Arch Orthop Trauma Surg, 116, p. 345-347.
19. **Kolář, P.:** Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty. Med. Sport. Boh. Slov. 1, 1996, s. 4-8.
20. **Kolář, P.:** Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 1996, s. 152-155.
21. **Kolář, P.:** Problematiky kyčelního kloubu u pacientů s DMO. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1998, č. 1, str.8-13.
22. **Kolář, P.:** Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 1998, s. 142-147.
23. **Kolář, P.:** Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 2001, s. 152-164.
24. **Kolář, P.:** Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 2006, s. 155-170.
25. **Kováčiková, V.:** Souvislosti kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu na dolní končetině u centrálních diparéz. Rehabilitácia roč. 31, č.2, 1998, s. 111-113.
26. **Kračmar, B.:** Terénní kineziologická analýza zapojení vybraných svalů dolních končetin při pohybové aktivitě – zatačení na carvingových lyžích. Rehabilitácia, Vol. 44, No. 3, 2007, P. 145-151.
27. **Lewit, K.:** Manipulační léčba, Praha, nakladatelství Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně, 2003
28. **MacConaill, M., A.:** The movements of bones and joints. 2. Function of the musculature. J. Bone Jt. Surg. 31, B, 100-104, 1949.
29. **Mavčič, B.,** Iglič, A., Kralj-Iglič, V., Brand, R., Vengust, R.: Cumulative Hip Contact Stress Predicts Osteoarthritis in DDH. Clin Orthop Relat Res, vol 466, n. 4, 2008, p. 884-891.
30. **Palastanga, N.,** Field, D., Soames, R.: Anatomy and human movement structure and function, Elsevier, London, 2006
31. **Pincivero, D.M.,** Aldworth, C., Dickerson, T., Petry, Ch., Shultz, T.: Quadriceps-hamstring EMG activity during functional closed chain exercise to fatigue. Eur J applied Physiology, vol.81, 2000, p.504-509

32. **Recnik, G.**, Kralj-Iglič, V., Iglič, A., Antolič, V., Kramberger, S., Vengust, R.: Higher peak contact hip stress predominates the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis. *Clinical biomechanics*, vol 22, 2007, p. 1119-1124.
33. **Recnik, G.**, Kralj-Iglič, V., Iglič, A., Antolič, V., Kramberger, S., Rigler, I., Pompe, B.: The role of obesity, biomechanical constitution of pelvis and contact joint stress in progression of hip osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* (2009), doi: 10.1016/j.joca.2008.12.006.
34. **Santaguida, L. P.**, Hawker, G. A., et al.: Patient Characteristics Affecting the Prognosis of Total Hip and Knee Joint arthroplasty: a Systematic Review. *J. Can. Chir.* Vol 51, No. 6, 2008
35. **Standring, S.:** Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice. Edinburgh, Elsevier, 2005
36. **Tošnerová, V.**, Soukup, T., Jílek, M., Martiník, K.: Analýza stoje a chůze: současnost a perspektivy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č.1, 2003, s. 9-10
37. **Trnavský, K.:** Osteoartróza, Praha, Galén, 2002
38. **Vařeka, I.**, Smékal, D., Urban, J.: Kineziologické poznámky ke klinice pánevního pletence, pánevního dna a řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitácia*, Vol.34, No 1, 2001, P. 39-44
39. **Véle, F.:** Kineziologie, Praha, Triton, 2006
40. **Vojta, V.:** Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku, Praha, Grada, 1993
41. **Vojta, V.**, Peters, A.: Vojtův princip. Praha, Grada Publishing, 1995
42. **Zupanc, O.**, Križančič, M., Daniel M., Mavčič, B., Antolič, V., Iglič, A., Kralj-Iglič, V.: Shear Stress in Epiphyseal Growth Plate is a Risk Factor for Slipped Capital Femoral Epiphysis, *J Pediatr Orthop*, vol 28, n. 4, 2008, p. 444-451

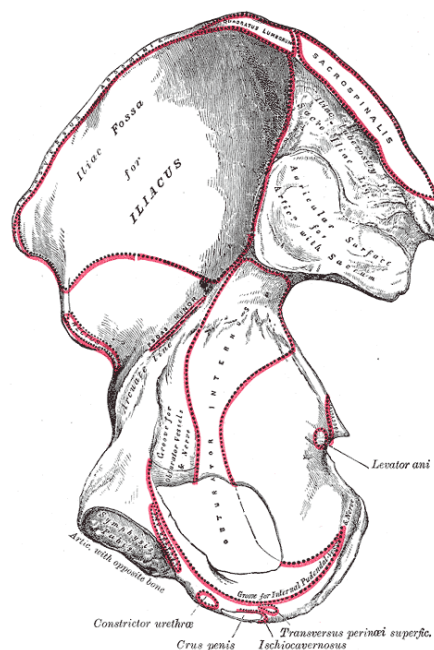
11. Přílohy



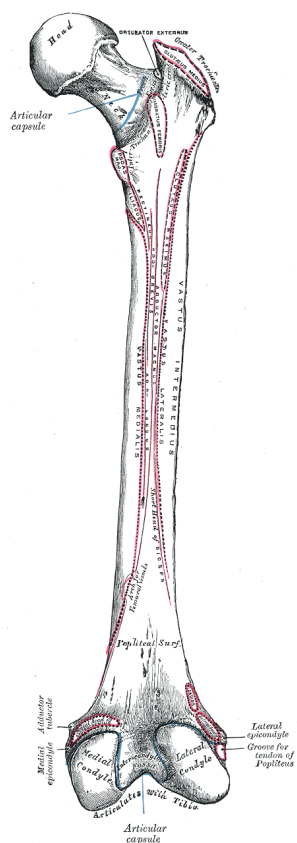
Obrázek 26. „a - ontogenetický vývoj kolodiazárního úhlu. Čísla pod jednotlivými figurami značí věk (0 – narození, D – dospělost), b – vývoj orientace acetabula. Řez středem kyčelního kloubu ve frontální rovině (1 – Y chrupavka, 2 – facies lunata, 3 – fossa acetabuli, 4 – labrum acetabulare). Podle Lanz-Wachsmuth. *Praktische Anatomie*. Springer-Verlag, 1938“ (Dungl, 2005, 810).



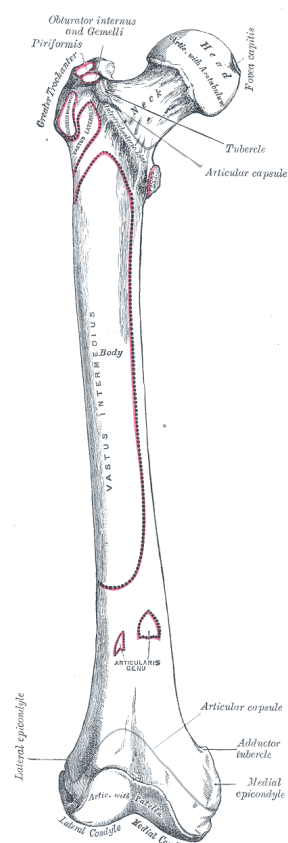
Obrázek 27. Pohled z laterální strany na pánevní kost znázorňuje úpony svalů. (Starding, 2005)



Obrázek 28. Pohled na pánevní kost z mediální strany znázorňuje svalové úpony. (Starding, 2005)



Obrázek 29. Stehenní kost z dorzální strany. Na obrázku jsou patrné úpony svalů. (Starding, 2005)



Obrázek 30. Stehenní kost z ventrálního pohledu. Zobrazeny jsou svalové úpony. (Starding, 2005)

	Lig. Iliofemorale (zejm.ITB)	Lig. Pubofemorale	Lig. Ischiofemorale
Flexe	R	R	R
Extenze	NN	N	N
Addukce	N (ITB)	R	R
Abdukce	R(ITB)	N	N
Zevní rotace	N (ITB)	N	R
Vnitřní rotace	R (ITB)	R	N

Tabulka 5. Reakce klubních vazů na jednotlivé pohyby v kyčelním kloubu. R znamená relaxované (rozvolněné), N natažené, NN akcentuje nejvíce natažené ligamentum, ITB je zkratka iliiochantrického pásu, tedy část iliiofemorálního vazů, která se v pohybech uplatňuje více než jeho šikmo probíhající kaudální část (inferior band). (Kapandji 1986)

Tab. 21.2 Funkční hodnocení kyčelního kloubu (podle Harrise)

Kategorie	Charakteristika	Body
I. Bolest (44 možných bodů)		
A	žádná bolest	44
B	slabá bolest, příležitostná, neomezující aktivitu	40
C	mírná bolest, bez ovlivnění průměrných aktivit, zřídka mírná bolest při neobvyklé aktivitě, příležitostné užití aspirinu	30
D	střední bolest, tolerovatelná, ale vyžadující úlevu, částečná limitace obvyklých aktivit a práce, vyžadující příležitostné užití analgetik silnějších než aspirin	20
E	významná bolest, závažná limitace aktivit	10
F	zničující a ochromující bolest, bolest na lůžku, upoutání na lůžko	0
II. Funkce (47 možných bodů)		
A	Chůze (33 možných bodů)	
1.	Kulhání	
	a – žádné	11
	b – mírné	8
	c – střední	5
	d – závažné	0
2.	Opora	
	a – žádná	11
	b – vycházková hůl na dlouhé vycházky	7
	c – vycházková hůl při většině příležitostí	5
	d – jedna berle	3
	e – dvě vycházkové hole	2
	f – dvě berle	0
	g – neschopnost chůze	0
B	Aktivita (14 možných bodů)	
1.	Schody	
	a – běžně bez použití zábradlí	4
	b – běžně s oporou o zábradlí	2
	c – jiným způsobem	1
	d – neschopnost zdolat schody	0
2.	Nazouvání obuvi a ponožek	
	a – snadno	4
	b – obtížně	2
	c – nelze	0
3.	Sezení	
	a – pohodlně na běžné židli 1 hodinu	5
	b – na vysoké židli půl hodiny	3
	c – nelze sedět pohodlně na žádném typu židle	0
4.	Používání veřejné dopravy	1
III. Absence deformity je hodnocena 4 body jestliže pacient má:		
A	menší než 30° fixovanou flexní kontrakturu	
B	menší než 10° fixovanou abdukcí	
C	menší než 10° fixovanou vnitřní rotací v extenzi	
D	diskrepanci v délce končetin menší než 3,2 cm	
IV. Rozsah pohybu		
A	flexe 0–45° x 1,0; 45–90° x 0,6; 90–110° x 0,3	
B	abdukce 0–15° x 0,8; 15–20° x 0,3; > 20° x 0	
C	vnější rotace v extenzi 0–15° x 0,4; > 15° x 0	
D	vnitřní rotace v extenzi jakákoli x 0	
E	addukce 0–15° x 0,2	
(k určení celkového hodnocení rozsahu pohybu se násobí suma indexů číslem 0,05)		

Hodnocení:

100–90 bodů výborný výsledek; 90–80 bodů dobrý výsledek; 70–80 bodů uspokojivý výsledek; < 70 bodů špatný výsledek

Tabulka 6. Harrisův formulář funkčního hodnocení kyčelního kloubu. 100-90 bodů výborný výsledek, 90-80 bodů dobrý výsledek, 70-80 bodů uspokojivý výsledek, méně než 70 bodů špatný výsledek. (Dungl, 2005)

11.1. Kazuistika pacienta

Jméno: Š.M. (Vyšetřovaná B)

Ročník narození: 1981

Datum vyšetření: 25.3.2009

RA: Revmatoidní artritida u obou babiček, oboustranná TEP kyčelních kloubů u jedné z nich v cca 50 letech. Všichni čtyři prarodiče se dožili vysokého věku. Otec bolesti L páteře, matka bolesti C páteře.

OA: Vývoj kyčelních kloubů v dětském věku v normě, do tří let preferovala chůzi po špičkách. V období puberty bolesti kolen. Trauma obou kolenních kloubů, dx. 1999 (rokenrol), sin. 2002 (lyžování), poškozen vazivový aparát, léčeno konzervativně, v současné době bez subj. potíží. Endometrióza diagnostikovaná v r. 2005.

Sportovní anamnéza: 16-18 aktivně akrobatický rokenrol (2x týdně), 18-23 latinskoamerické tance (2-3x týdně). Dále sjezdové lyžování. V současné době sport jen doplňkově.

PA: Produkční, osm hodin denně sedí v kanceláři u počítače.

FA: hormonální antikoncepce

AA: neudává

ABUSUS: nekouří, příležitostně alkohol

NO: Přibližně od r. 2002 bolesti v kyčelních kloubech po dynamické zátěži a při lyžování, vlevo horší. 2006-2008 cvičila tai-chi, subjektivní zlepšení bolesti i pohyblivosti.

Kineziologický rozbor:

- Vyšetření stoje: Předsunuté držení hlavy s lehkým úklonem vlevo, ramena v protrakci a elevaci, patrný hypertonus mm. trapezii (více vlevo). Naznačené inspirační postavení hrudníku s převahou tonu ve svalech horní hrudní apertury, prominence dolních žebere (více vpravo). Shift trupu doprava, prominující paravertebrální valy hlavně v oblasti Th-L přechodu, výrazná lordóza L páteře s kompenzační hyperkyfózou v Th a hyperlordózou C páteře. Asymetrické držení pánve ve frontální rovině (pravá výš). Zatěžuje více levou DK, patrný hypertonus hamstringů a m.triceps surae vlevo, Achillovy šlach oboustranně prominují. V dynamice nerozvíjí Th páteř (pozitivní Ottův inkliniční i rekliniční příznak) a L páteř (potivní Schoberův příznak), kompenzuje pohybem v Th-L přechodu. Úklony symetrické, Thomayer v normě.
- Vyšetření chůze. Stranové asymetrická, více zatěžuje levou DK, výrazněná rotace pánve, hyperlordóza L páteře, která se zvýrazní při chůzi pozpátku, odvinování plosky v normě.
- Kloubní rozsah: znaky konstituční hypermobility hyperextenze v lokti, koleni a na prstech. Omezená vnitřní rotace kyčelního kloubu vlevo.
- Vyšetření svalové síly: m. gluteus maximus dx. 3+, sin 4, m. glut. medius dx. 4+, sin 4, hamstringy 4+, adduktory KK dx 4-, sin 4+
- Všetření TrPs: pozitivní u mm. trapezii, mm. levatore scapulae, mm. supraspinati, m. gluteus maximus m. piriformis vpravo, m. tensor fasciae latae.

- Svalové zkrácení: m. soleus oboustranně, m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, m. iliopsoas, patrick sign neg.
- Vyšetření svalových úponů: bolestivost u krátkých extenzorů hlavy oboustranně a na trochanter major vlevo.
- Pohybové stereotypy: Tensorový mechanismus abdukce kyčelního kloubu s výrazným souhybem pánve oboustranně, po korekci není schopna provést bez souhybu. Při extenzi v kyčelním kloubu zapojuje výrazně hamstringy, PV svaly až nakonec se do funkce zapojí m. gluteus maximus. Flexe hlavy s předsunem. Dysfunkce fixátorů dolních lopatek.
- HSSP: Dysfunkce šikmých břišních řetězců v testu dle trupu, hyperaktivita horní porce m. rectus abdominis vyklenutí laterální stěny břišní, pozitivní extenční test s výrazným hypertonelem paravertebrálního svalstva a addukcí lopatek. Po korekci není schopna zaktivovat svaly břišní stěny bez narůstajícího hypertonu v horní porci m. rectus abdominis.
- Rytíř-střelec: Oboustranný laterální souhyb pánve v počátku pohybu, vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu oboustranně, hyperlordóza L páteře.
- Dřep-vzpěrač: Tendence přepadnout dozadu, výrazný předklon trupu s hyperkyfózou v Th, vnitřně rotační postavení v obou DK s náznakem planovalgózního postavení.
- Squat-šermíř: Výrazná rotace pánve, hyperlordóza L páteře

Závěry kineziologického rozboru

Hyperlordóza L páteře, přetížení Th-L přechodu ve statice i dynamice, výrazný a fixovaný souhyb pánve, dysfunkční HSSP s hyperaktivitou horních porcí m. rectus abdominis, dysfunkce dolních fixátorů lopatek, převaha adduktorů kyčelního kloubu v pohybovém stereotypu dolní končetiny v uzavřeném kinematickém řetězci. Souhrnně, kompletní obraz dysfunkce stabilizační funkce svalů, která byla zřejmě založena již v ranném věku (viz anamnéza).

RHB plán

- Návik HSSP v tříměsíční poloze na zádech s důrazem na oslabení aktivity horních porcí m. rectus abdominis.
- Návik fixace pánve při pohybu dolních končetin v otevřeném i uzavřeném kinematickém řetězci.
- Návik stabilizace lopatek.
- Uvolnění svalů kyčelního kloubu pomocí PIR či v kombinaci s trakcí.
- Návik Brüggerova sedu (modifikace Kolář), doporučení vhodných pomůcek zajišťujících kvalitnější sed (klín, overball, válec atd), eventuální ergonomická úprava pracoviště.
- Instruktaž autoterapie PIR na svaly horní hrudní apertury a kyčelního kloubu.

Závěr:

Z anamnézy i funkčního klinického vyšetření vyplývá, že dysfunkce pohybových souher se projevila již v ranném věku a je tedy výrazně fixovaná. Projevy bolesti v kyčli po dynamické zátěži přičítáme především špatným pohybovým stereotypům v oblasti pánevního pletence. Oboustranné bolesti kolen v pubertě a jejich traumatizaci (viz anamnéza) považujeme za další důkaz dysfunkce stabilizačních svalů. Návik HSSP, fyziologické fixace pánve při pohybech dolních končetin a funkční stabilizace kloubů dolní končetiny je zásadním cílem RHB, který ovlivňuje nejen současný, ale hlavně budoucí tělesný stav vyšetřované.