

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství



Bc. Ondřej Dinda

**Kinematická analýza pacientů
s femoroacetabulárním impingement
syndromem**

Diplomová práce

Praha 2017

Autor práce: Bc. Ondřej Dinda

Vedoucí práce: Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Lenka Oplatková

Datum obhajoby: 2017

Bibliografický záznam

DINDA, Ondřej. *Kinematická analýza pacientů s femoroacetabulárním impingement syndromem*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2017. s. 82. Vedoucí práce Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda dochází k objektivním změnám v biomechanice chůze a chůze do schodů u osob s diagnostikovaným femoroacetabulárním impingement syndromem a u zdravých jedinců. Data byla získána pomocí kinematické analýzy Qualisys a zpracována pomocí softwaru Qualisys track manager a Visual3D. Předmětem zkoumání byl rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální a sagitální rovině, dále pohyb pánve ve frontální rovině, pohyb pánve vůči hrudníku v transverzální rovině a vychýlení osy páteře ve frontální rovině. Tyto parametry byly zdokumentovány pomocí úhlového vychýlení jednotlivých segmentů, rovinného vychýlení segmentů či posunu markerů v souřadnicovém systému. Výsledky byly následně statisticky zpracovány. Do studie bylo zařazeno 20 osob s diagnózou femoroacetabulární impingement syndrom a 20 zdravých jedinců ve věku 23 až 47 let. U chůze byl nalezen signifikantní rozdíl v úhlovém vychýlení pánve vůči hrudníku v transverzální rovině (°). Ostatní parametry vykazovaly pouze statisticky nevýznamné odchylky. U chůze do schodů nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami u žádného ze sledovaných parametrů. Pomocí kinematické analýzy byl v této studii nalezen jeden parametr, který se u obou sledovaných skupin statisticky významně lišil.

Klíčová slova

Femoroacetabulární impingement syndrom, kinematická analýza, chůze, kyčelní kloub

Bibliographic identification

DINDA, Ondřej. *Kinematic analysis of patients with femoroacetabular impingement syndrome*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2017. 82 pages. Supervisor: Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

Abstract

The purpose of this master thesis was to find out, if there are objective changes in biomechanics of the gait and upstairs gait by objectives with diagnosed femoroacetabular impingement syndrome and by healthy objectives. The data were acquired using kinematic analysis Qualisys and processed using software Qualisys track manager and Visual3D. The subject of research was the range of motion in hip joint in frontal and sagittal plane, than the movement of pelvis in frontal plane, movement of pelvis against thorax in transversal plane and deviation of the axis of spine in frontal plane. These parameters were documented using angular deviation of the segments, deviation of the segments in the plane or shifting of the markers in coordinate system. The conclusions were than statistically evaluated. There were 20 objects with diagnosed femoroacetabular impingement syndrome in the age from 23 to 47 years of age included in the study. In the gait research, a significant difference in angular deviation of the pelvis against thorax in transversal plane (°) was measured. Other parameters were showing only statistically insignificant deviations. There wasn't proofed any significant difference between both groups during upstairs gait in any of the measured parameters. In this study we have found one parameter, which was significantly differed in both observed groups.

Keywords

Femoroacetabular impingement syndrome, kinematics analysis, gait, hip joint

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Petry Valouchové, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 1. 5. 2017

Ondřej Dinda

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval mé vedoucí práce, kterou byla Mgr. Petra Valouchová, Ph.D. Děkuji jí za odborné vedení a cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále patří poděkování Ing. Petru Volfovi, který mi dával cenné podněty při tvorbě metodiky a pomohl mi statisticky zpracovat data. Díky také Mgr. Petru Zahradníkovi za pomoc při měření kinematickou analýzou a při koordinaci probandů.

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| SEZNAM ZKRATEK | 9 |
| ÚVOD..... | 10 |
| 1 PŘEHLED POZNATKŮ | 11 |
| 1.1 FEMOROACETABULÁRNÍ IMPINGEMENT SYNDROM..... | 11 |
| 1.1.1 Rozdělení..... | 11 |
| 1.1.2 Klinický obraz | 12 |
| 1.1.3 Etiologie a výskyt | 13 |
| 1.1.4 Vyšetření..... | 13 |
| 1.1.5 Prevalence FAI ve sportovní populaci | 17 |
| 1.1.6 Rozdíly ve výskytu FAI u obou pohlaví | 18 |
| 1.1.7 Konzervativní léčba | 19 |
| 1.1.8 Chirurgická léčba..... | 21 |
| 1.1.9 Hodnocení chůze u pacientů s FAI pomocí kinematické analýzy | 22 |
| 1.2 CHŮZE..... | 24 |
| 1.2.1 Charakteristika chůze..... | 24 |
| 1.2.2 Fáze krokového cyklu..... | 25 |
| 1.2.3 Charakteristika jednotlivých krokových fází | 26 |
| 1.2.4 Přizpůsobení chůze různým rychlostem | 28 |
| 1.2.5 Pohyby těžiště těla při chůzi | 28 |
| 1.2.6 Faktory negativně ovlivňující vzorec chůze | 30 |
| 1.2.7 Zdravotní aspekty chůze | 30 |
| 1.3 KINEMATICKÁ ANALÝZA V BIOMECHANICE | 31 |
| 1.3.1 Rozdělení systémů snímání pohybu..... | 31 |
| 2 CÍLE A HYPOTÉZY | 35 |
| 2.1 CÍLE | 35 |
| 2.2 HYPOTÉZY | 35 |
| 3 METODIKA | 37 |
| 3.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU | 37 |
| 3.2 PRŮBĚH VYŠETŘENÍ | 38 |
| 3.3 TECHNIKA UŽITÁ K MĚŘENÍ – SYSTÉM QUALISYS | 39 |
| 3.3.1 Software..... | 39 |
| 3.3.2 Kalibrace..... | 40 |
| 3.3.3 Definice tělních segmentů | 41 |
| 3.3.4 Průběh měření..... | 43 |
| 3.3.5 Zpracování naměřených parametrů..... | 44 |
| 3.3.6 Statistické zpracování dat | 44 |
| 4 VÝSLEDKY..... | 45 |
| 4.1 OVĚŘENÍ HYPOTÉZ | 45 |
| 4.1.1 Ověření hypotézy H0 1 | 45 |
| 4.1.2 Ověření hypotézy H0 2 | 48 |
| 4.1.3 Ověření hypotézy H0 3 | 50 |
| 4.1.4 Ověření hypotézy H0 4 | 53 |
| 4.1.5 Ověření hypotézy H0 5 | 54 |
| 4.1.6 Ověření hypotézy H0 6 | 56 |
| 4.1.7 Ověření hypotézy H0 7 | 59 |
| 5 DISKUZE | 62 |
| ZÁVĚR | 69 |
| REFERENČNÍ SEZNAM | 70 |
| SEZNAM PŘÍLOH..... | 79 |

SEZNAM ZKRATEK

3D - trojrozměrný

CEA - Center edge angle

CNS - centrální nervová soustava

CPG - Central pattern generator

CT - počítačová tomografie

DNS - Dynamická neuromuskulární stabilizace

FAI - femoroacetabulární impingement syndrom

MRI - magnetická rezonance

QTM - Qualisys track manager

RTG - rentgen

SD - směrodatná odchylka

VAS - vertebrogenní algický syndrom

ÚVOD

Femoroacetabulární impingement syndrom je relativně nová klinická diagnóza, která je definována anatomickou morfologií acetabula či proximálního femuru, způsobující abnormální kontakt artikulujících kloubních ploch v kyčelním kloubu. K poškození kloubu nedochází následkem statického přetížení, ale následkem pohybu v kloubu v jeho fyziologickém rozsahu. Nejčastější výskyt onemocnění je tak zaznamenán u mladých, pohybově aktivních jedinců. První symptomy, jako bolest v třísele či v trochanterické oblasti (je však možná i bolest přenesená) se zpravidla objevují ve druhém a třetím deceniu a bývají příčinou funkčního omezení v běžném denním životě. Je velmi pravděpodobné, že femoroacetabulární impingement syndrom hraje významnou roli při vzniku tzv. idiopatické osteoartrózy.

Ačkoli je dle Chládky (2016) prevalence v běžné populaci udávána okolo 15%, není zatím o této klinické diagnóze v České republice příliš velké povědomí. Počínající FAI tak bývá často na běžných rentgenových snímcích přehlíženo. K dispozici zatím také není mnoho českojazyčných literárních zdrojů, které by se problematice femoroacetabulárního impingement syndromu věnovaly.

Smyslem teoretické části práce je zároveň shrnutí dosavadních poznatků o FAI, jeho klinickém obraze, diagnostice i terapii a dále také charakteristika lidské chůze, která je předmětem výzkumu ve vztahu k FAI v další části této práce. Práce rovněž zmiňuje kinematickou analýzu a její využití v biomechanice.

V praktické části jsou pomocí kinematické analýzy porovnávány vybrané parametry chůze po rovině a chůze do schodů u dvou výzkumných skupin. První skupinu tvoří pacienti s FAI a druhá, kontrolní skupina, je složena z probandů, kteří netrpí obtížení pohybového aparátu.

Cíl této diplomové práce je vědecky objektivizovat funkční změny při pohybu v kyčelních kloubech, dále při pohybu hrudníku a pánve způsobené FAI, ke kterým dochází během chůze a výstupu do schodů. Teoretická část práce shrnuje problematiku femoroacetabulárního impingementu především ve vztahu k lidské chůzi.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

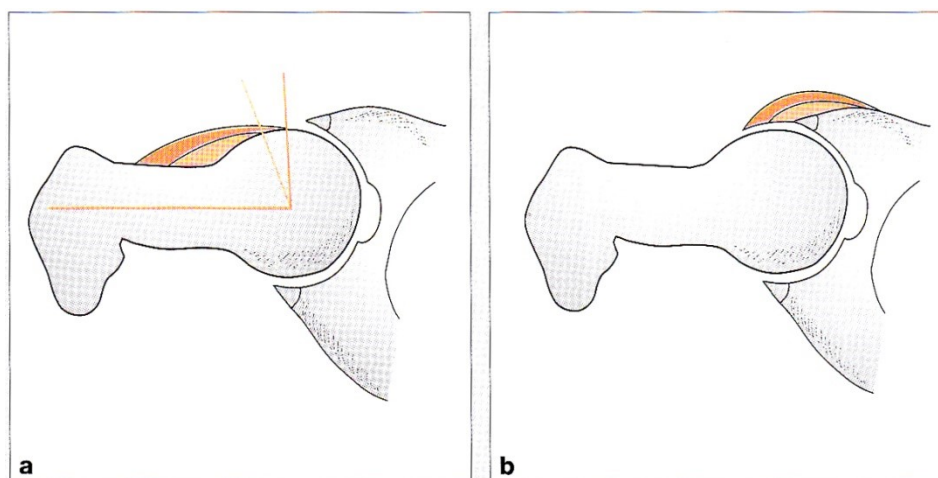
1.1 Femoroacetabulární impingement syndrom

Femoroacetabulární impingement syndrom (FAI) je postižení kyčelního kloubu, které je definováno anatomickou morfologií acetabula či proximálního femuru, způsobující abnormální kontakt artikulujících kloubních ploch v kyčelním kloubu. Jde o relativně novou klinickou diagnózu, která bývá příčinou bolestí kyčelního kloubu zejména mladých dospělých (Ganz et al., 2003). K poškození kloubu dochází nikoli následkem statického přetížení, ale následkem pohybu v kloubu v jeho fyziologickém rozsahu. Je velmi pravděpodobné, že femoroacetabulární impingement syndrom hraje významnou roli při vzniku tzv. idiopatické osteoartrózy (Chládek a Trč, 2007).

1.1.1 Rozdělení

Podle mechanismu vzniku rozlišujeme dva základní typy FAI:

Cam léze – je způsobena ztrátou sféricity hlavice femuru na své periférii. Subkapitální prostor, který byl původně konkávní a jehož tvar a hloubka ovlivňuje pohybový potenciál kyčelního kloubu, je vyplněný kostní tkání. Tato nadbytečná kostní tkáň při repetitivních pohybech poškozuje labrum, což může vést, mimo jiné, až k odtržení acetabulárního labra od retrolabrální chrupavky a současně i odtržení chrupavky od subchondrální kosti (Chládek, 2016). Tento typ je typický u mladých, fyzicky aktivních mužů (Kaplan et al., 2010).



Obrázek 1 a - schematické znázornění Cam léze na přední straně krčku; **b** - schematické znázornění přední Pincer léze (Chládek, 2016)

Pincer léze - vzniká v případě, kdy je fokálně, či celkově zvětšené acetabulární krytí hlavice femuru. Nadměrné krytí hlavice femuru po celém obvodu acetabula nacházíme u retroverzního postavení acetabula, coxa profunda či u acetabulární protruze. Při lokálně zvětšeném krytí přesahuje nejčastěji přední okraj acetabula a vytváří tak malorientaci jamky, která je popisována jako superanteriorní acetabulární retroverze. Při opakované mikrotraumatizaci dochází k osifikaci okrajů acetabula, což vede k dalšímu prohloubení kloubní jamky (Harris-Hayes a Royer, 2011). Typ Pincer typicky nalézáme u sportujících žen ve středním věku (Kaplan et al., 2010).

1.1.2 Klinický obraz

První symptomy se mohou objevit ve druhém, častěji ve třetím deceniu, zejména při sportovní zátěži. Obtíže bývají intermitentní, zhoršující se pohybovou aktivitou nebo naopak delším sezením a jejich nástup může být pomalý a nenápadný. Jindy je nástup obtíží vázán na drobný úraz či jednorázové přetížení. Jako příklad lze uvést bolesti v třísle a nad trochanterem při déle trvajícím sedu s větší flexí v kyčelním kloubu (řízení auta) (Chládek, 2016). Symptomy jsou obvykleji jednostranné, pacienti však neřídka udávají obtíže bilaterálně (Kaplan et al., 2010).

Nejčastějším příznakem je bolest a funkční omezení. Bolesti se vyskytují v třísle, v trochanterické oblasti nebo méně často v hýždí. Bolest však nemusí být lokalizovaná pouze v kyčelním kloubu, ale může být i přenesená (Philippon et al., 2007). V takovém případě udávají pacienti nejčastěji bolesti kolenního kloubu, při ochranné blokáde bederní páteře i v kříži a vzácněji se přenesená bolest objevuje i v podbříšku.

Omezený pohyb v kyčelním kloubu vede k tomu, že se flexe dolních končetin vůči trupu neodehrává převážně v kyčelních kloubech, ale přesouvá se do dolní lumbální páteře, kde dochází k přetížení sakroiliakálních kloubů, ale následně i distální bederní páteře. To vede k degenerativním změnám v této oblasti se všemi důsledky (Chládek, 2016).

Pokud požádáme pacienta o lokalizaci bolesti, velmi často obejmeme palcem a ostatními prsty kyčel z laterální strany nad úroveň velkého trochanteru – tento příznak se označuje jako „C-sign“ (Chládek, 2016). Pacienti jsou limitováni při běžných každodenních činnostech a to zejména v pohybech s hlubokou flexí či rotacemi v kyčelním kloubu, jako je obouvání bot či nastupování a vystupování z auta (Philippon et al., 2007). U sportovců se obtíže vyskytují zejména v případě, pokud během svého

sportovního výkonu využívají hyperextenzi v kyčelním kloubu, případně u jedinců se sníženou pohyblivostí bederní páteře, kterou kompenzují zvýšeným rozsahem pohybu v kyčelním kloubu (Norris, 2011).

1.1.3 Etiologie a výskyt

Vznik sekundárního femoroacetabulárního impingementu je vázán na základní onemocnění. Pro vznik sekundární Cam léze je modelovou diagnózou skluz hlavice stehenní kosti.

Etiologie u primárních, idiopatických FAI nebyla dosud uspokojivě popsána. Na vzniku se zřejmě podílí způsob zátěže, hormonální nastavení a nepochybný je také vliv genetické informace. V současné době se vznik Cam léze předpokládá v období adolescence. Celkový tvar hlavice ovlivňuje způsob zátěže a míra zastřešení hlavice v kombinaci s její velikostí (Chládek, 2016).

Femoroacetabulární impingement se v běžné populaci udává do 15%. Výskyt Cam deformity je zhruba dvojnásobný u mužů oproti ženám. Prevalence v atletické populaci je mnohonásobně vyšší než v běžné populaci. Zásadní je i rozdíl ve výskytu u různých etnik (Chládek, 2016). Bílá rasa vykazuje vyšší výskyt této vady než rasa asijská. Van Houcke et al. (2015) mezi těmito dvěma skupinami prokázal ve své studii významné rozdíly v anatomii kyčelního kloubu. Příslušníci bílé rasy měli méně kulovitý tvar hlavice a větší acetabulární krytí.

1.1.4 Vyšetření

Bolesti v oblasti třísel, nad velkým trochanterem či bolesti hýždě jsou nesmírně nespecifické a ne vždy svědčí pro patologii kyčelního kloubu. Nedokonalé vyšetření a špatná diferenciální diagnostika může nezřídka vést k nevhodné konzervativní léčbě, ale i invazivním zákrokům (Philippon et al., 2007). Ganz et al. (2003) udává u pacientů s FAI chybně indikované laparoskopie, laparotomie, artroskopie kolenního kloubu, dekomprese v oblasti bederní páteře či operace tříselné hernie.

1.1.4.1 Klinické vyšetření

Klinické vyšetření je vhodné zahájit vyšetřením chůze. V případě intraartikulární poruchy zkracuje pacient stojnou fázi kroku postižené dolní končetiny (Chládek, 2016).

Při vyšetření rozsahu pohybu v kyčelním kloubu za fyziologické považujeme flexi do 120° (někdy až 140°). Abdukce dosahuje 50° a addukce 30°. Normální rozsah pohybu do vnitřní rotace činí 40° a do vnější rotace je to 50°. Extenze v kyčelním

kloubu je běžná do 20° (Kolář, 2009). V případě FAI nalzáme nejčastěji omezený rozsah pohybu do vnitřní rotace typicky ve flexi 90°.

Při pozitivním anteriorním impingement testu, kdy leží pacient na zádech, provokuje bolest vnitřní rotace a addukce ve flexi kyčelního kloubu a bývá nalzán více u Pincer lézi (Ganz et al., 2003). Zadní impingement test je pozitivní, pokud bolest provokuje zevní rotace v extenzi a abdukci. V tomto případě je projekce bolesti spíše dorzálně (Kaplan et al., 2010).

Klinicky významné je i bolestivé či nebolestivé přeskočení v kyčelním kloubu, které může svědčit pro sekundární labrální lézi (Imam a Khanduja, 2011). Imam a Khanduja (2011) také uvádí, že přeskokování při aktivním či pasivním pohybu kyčelního kloubu z flexe, vnější rotace a abdukce do extenze s vnitřní rotací a addukcí cílíme vyšetření na anteriorní část labra. Naopak při pohybu z flexe, addukce a vnitřní rotace do extenze, vnější rotace a abdukce vyšetřujeme posteriorní část labra.

Dle Chládky (2016) však přeskočení při aktivní či pasivní flexi svědčí spíše pro labrální lézi, naopak přeskočení při převádění kyčle z hluboké flexe do extenze je typické spíše pro chondrální lézi.

1.1.4.2 Radiologické vyšetření

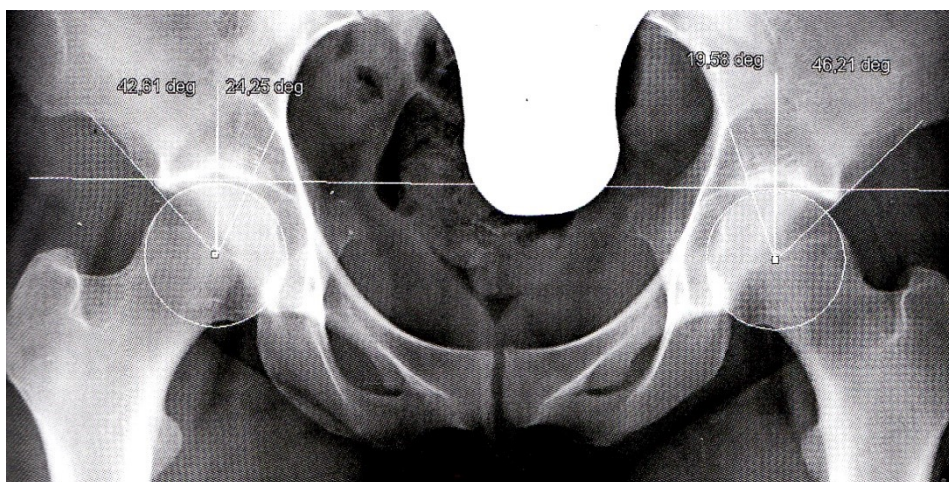
Nejrychlejší a nejsnadnější je sonografické vyšetření. Je zde dobře vidět tvar přední plochy krčku a eventuální prominence, zodpovědná za obtíže, nebo jen snížený off-set hlavice (subkapitální konkavita, jejíž velikost udává vzdálenost povrchu krčku od tečny hlavice, která je rovnoběžná s osou krčku). Nehodí se však pro potvrzení či vyloučení labrální patologie (Chládek a Trč, 2007).

Pro zobrazení kostních abnormalit poskytuje dostatečné informace RTG vyšetření ve dvou projekcích. Pro hodnocení antevertze či retrovertze acetabula je vhodný předozadní snímek pánve (Leunig et al., 2009). Na snímku hodnotíme průběh předního a zadního okraje acetabula a jejich vzájemný vztah. Jeli přední okraj laterálněji než zadní v celém průběhu nebo v jeho části, je přítomna retrovertze jamky (Zadpoor, 2015). V případě retrovertze její části, kdy přední hrana z části zakrývá zadní hranu, je na RTG snímku tzv. cross-over sign (Kalberer et al., 2008).



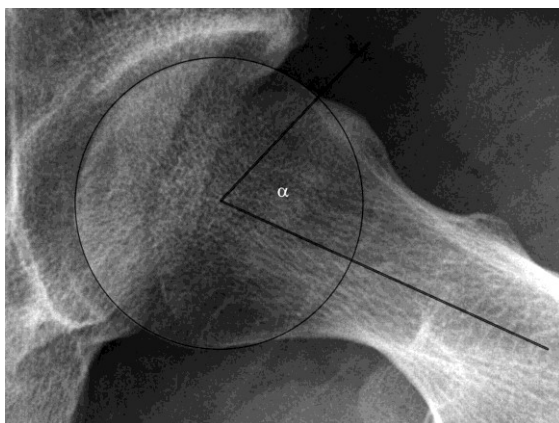
Obrázek 2 Částečné překrytí zadní hrany acetabula přední hranou – tzv. cross-over sign (Kassarjian et al., 2007)

Pro diagnostiku impingementu typu Pincer se používá tzv. Center edge angle (CEA) neboli Wibergův úhel, kterým hodnotíme míru krytí hlavičky femuru jamkou acetabula. Na předozadním snímku je tento úhel mezi vertikální linií procházející středem hlavičky femuru a linií protínající střed hlavičky femuru a horní okraj acetabula (Zadpoor, 2015). Tento úhel by měl dosahovat 20° (Kolář, 2009).



Obrázek 3 Pacientka s oboustrannou Pincer lézí acetabula (Chládek, 2016)

Sféricitu hlavičky popisuje tzv. Alfa úhel, což je úhel mezi linií osy krčku femuru procházející středem hlavičky a místem, kde sférická část hlavičky přechází v část asférickou (Zadpoor, 2015). Za fyziologický je tento úhel považován, pokud nepřesáhne 55° (Siebenrock et al., 2011).



Obrázek 4 RTG snímek se znárorněným Alfa úhlem (Allen et al., 2009)

Na bočním snímku proximálních femurů (tzv. axiální projekce) hodnotíme u FAI typu Cam tvar hlavice a krčku. Hlavice je na axiální projekci v typickém případě skloněna dozadu a vytváří tak tzv. "Pistol grip fenomén" (Chládek a Trč, 2007).



Obrázek 5 Pacient s oboustrannou Cam lézí laterálně, ale především ventrálně (Chládek, 2016)

Vyšetření pomocí CT je pro diagnózu FAI typu Cam vcelku nepřínosné. U FAI typu Pincer však můžeme verifikovat orientaci jamky v různých etážích, a tak potvrdit retroverzi jamky nebo její části (Chládek a Trč, 2007). Ačkoli je počítačová tomografie pro své vysoké rozlišení schopna velice podrobně zobrazit i drobné kostní abnormality a umožňuje 3D rekonstrukci, měla by být pro diagnostiku používána pouze vyjíměčně, neboť pacienta zatěžuje poměrně vysokou dávkou záření (Leunig et al., 2009).

Významné je naopak vyšetření pomocí magnetické rezonance. Kromě orientace jamky lze velice přesně zmapovat tvar hlavice a krčku po celém obvodu a dále odhalit lézi acetabulárního labra (Chládek a Trč, 2007).

Arthrografické vyšetření se provádí v celkové anestezii, kdy je do kyčelního kloubu pod skiaskopickou kontrolou aplikována kontrastní látka. Vlastní vyšetření a hodnocení výsledků začíná již v počátku aplikace, kdy kontrast plní periferní kompartment a lze tak přesně určit přední a zadní okraj acetabula. Takto je možné též určit rozsah Cam léze či rupturu labra. Kromě statického vyšetření, při kterém lze mimo výše uvedených struktur zhodnotit i rentgen-nekontrastní struktury, je pro diagnostiku FAI zásadní především dynamické vyšetření, které velmi podrobně odhalí chování kyčelního kloubu při pohybu (Chládek, 2016).

1.1.5 Prevalence FAI ve sportovní populaci

Různými studii bylo prokázáno vyšší výskyt femoroacetabulárního impingementu u profesionálních sportovců ve srovnání s běžnou populací. Typ, intenzita a v neposlední řadě i frekvence sportovní aktivity může hrát významnou roli ve vývoji kyčelních deformit typu FAI. Ukazuje se, že tyto faktory pozitivně korelují s velikostí úhlu alfa. Profesionální sportovci mají tyto úhly vyšší než lidé, kteří provozují totožné sporty jako své hobby, tudíž s nižší frekvencí a intenzitou.

Kupříkladu dle jedné studie byl mezi elitními mužskými fotbalisty v 70 procentech případů pomocí rentgenových snímků zjištěn FAI typu Pincer. U žen byla tato deformita nalezena v 50 procentech případů.

Ve vzorku 116 hráčů v National Football League s anamnézou bolesti kyčelního kloubu nebo zranění třísle byl radiograficky zjištěn FAI u 94% testovaných (Zadpoor, 2015).

V další studii, která se zkoumala smíšenou populaci 48 symptomatických a asymptomatických představitelů bojového umění capoeira, které klade vysoké nároky na rozsah pohybu v kyčelních kloubech, vykazovalo 92% případů minimálně jednu radiografickou známku FAI typu Cam (Mariconda et al., 2014).

1.1.5.1 Vztah mezi typem a intenzitou fyzické aktivity u pacientů s FAI

Philippon et al. (2013) zjistil, že radiologický nález FAI typu Cam je čtyři a půlkrát vyšší u hokejistů ve srovnání s lyžaři.

Ve studii poloprofesionálních a amatérských fotbalistů, byla nalezena pozitivní korelace mezi počtem tréninků za týden a velikostí alfa úhlu (Lahner et al., 2014).

Tak et al. (2015) srovnával výskyt Cam deformity, definovanou jako úhel alfa $> 60^\circ$, mezi dvěma skupinami elitních fotbalistů s neukončeným kostním vývojem,

jejichž tréninky probíhají s různou frekvencí. Prevalence Cam léze byla významně vyšší ve skupině, která trénovala čtyři a vícekrát týdně ve srovnání se skupinou, která trénovala maximálně třikrát týdně.

1.1.5.2 Vliv sportovní zátěže na morfologii kyčelního kloubu v období kostního růstu

V současné době máme k dispozici důkazy, které ukazují, že vývoj deformit typu FAI může začínat již v raném věku, před dokončením kostního zrání. Úhel alfa se může zvětšovat s věkem v průběhu dospívání a FAI se vyvíjí již před uzavřením růstové ploténky (Zadpoor, 2015).

Nadměrná sportovní zátěž v období kostního růstu tak může hrát klíčovou roli v rozvoji FAI. Siebenrock et al. (2013) zmiňuje zvýšený výskyt FAI u elitních dospívajících sportovců ve srovnání s jejich vrstevníky, kteří se sportu závodně nevěnují.

Zvýšenému riziku vzniku FAI, zejména typu Cam, jsou vystaveni převážně dospívající muži, kteří se věnují hokeji, basketbalu a v menší míře i fotbalu alespoň třikrát týdně (de Silva et al., 2016).

Ve studii dospívajících basketbalistů s průměrným věkem 17,6 let z profesionálního klubu bylo prokázáno, že 89% sportovců mělo po uzavření kostních štěrbin úhel alfa vyšší než 55° v porovnání s 9 % probandů z kontrolní skupiny. Kontrolní skupina také nevykazovala žádné změny ve velikosti alfa úhlů před a po uzavření růstových štěrbin. Naopak u skupiny basketbalistů bylo zjištěno zvýšení tohoto úhlu po ukončení období kostního růstu (Siebenrock et al., 2011).

1.1.6 Rozdíly ve výskytu FAI u obou pohlaví

Rozdíly mezi mužskou a ženskou populací z hlediska kyčelních deformit byly studovány řadou výzkumných pracovníků. Ve studii bývalých fotbalových hráčů mládeže, bylo zjištěno, že typ Cam se vyskytoval častěji u mužů ve srovnání se ženami (Johnson et al., 2012). Kromě toho byly v mužské populaci profesionálních fotbalistů také častěji nalezeny zvýšené úhly alfa (Gerhardt et al., 2012). Podobné trendy byly zjištěny i u běžné populace (Zadpoor, 2015).

V konečném důsledku se snížený rozsah pohybů v kyčelním kloubu u sportovců kompenzuje zvýšeným rozsahem pohybu pánve, díky čemuž dochází k vyššímu napětí nejen pelvifemorálních stabilizátorů. To může následně vyústit v poškození postižených měkkých tkání (Byrd, 2010).

1.1.7 Konzervativní léčba

Cílem konzervativní léčby je ovlivnit bolestivost a předejít další progresi poškození kloubu. Snažíme se proto modifikovat a přizpůsobit pacientovy aktivity anatomickým možnostem postiženého kyčelního kloubu tak, aby nedocházelo k limitaci pacienta v běžných denních činnostech (Emara et al., 2011).

Počáteční fáze léčby zahrnuje klidovější režim a omezení činností spojených s obtížemi. Vhodná je analgetická medikace nesteroidními antirevmatiky (Emary, 2010).

Po odeznění akutních příznaků je zahájena fyzioterapie, jejíž součástí je rehabilitační cvičení zaměřené na posílení hlubokého stabilizačního systému páteře, brániční dýchání, senzomotorická stimulace apod. (Chládek, 2016). Nedílnou součástí fyzioterapie je ovlivnění trigger pointů, které nejčastěji nacházíme ve flexorech, adduktorech, ale i abduktorech kyčelního kloubu (Lewit, 2003).

Snažíme se pozitivně ovlivnit svalové dysbalance vznikající nejen v oblasti kyčelního kloubu. Toho je možné dosáhnout výběrem vhodných fyzioterapeutických cvičení, která vedou k zevní rotaci a abdukci v kyčelním kloubu (Emara et al., 2011).

K ovlivnění poruchy posturálně lokomočních funkcí svalů lze využít Dynamickou neuromuskulární stabilizaci (DNS). Tento koncept využívá principy vycházející z programů zrajících během posturální ontogeneze. Začlenění svalů zpět do fyziologických řetězců respektive do centrálních biomechanických programů umožňuje modulovat automatické zapojení svalu v jeho posturální funkci.

Jako příklad lze uvést svalové dysbalance vznikající v důsledku FAI, které způsobují antevertzní postavení pánve. Ty nemají negativní vliv pouze na lumbosakrální oblast, ale významně ovlivňují i svalovou koordinaci a postavení dolních končetin, kde nejčastěji pozorujeme valgózní postavení v kolenních kloubech a pronační postavení nohy (Kolář, 2009). Pro fyziologický pohyb pánve je mimo jiné nezbytná koaktivace adduktorů a zevních rotátorů kyčelních (Vojta, 2010). Za tímto účelem lze využít například cvičení v pozici na čtyřech, kde dochází při funkčně centrovaném postavení v kyčelním kloubu k aktivaci funkčně oslabených svalových skupin a naopak relaxaci svalů funkčně dominantních (Norris, 2011).

Nefyziologické postavení a omezený pohyb pánve jsou úzce spjaty s poruchou napřímení a rotability hrudní páteře. U takovýchto pacientů se pohybuje hrudní páteř jako rigidní celek a chybí izolovaný pohyb v jednotlivých segmentech. Pro léčbu

používáme mobilizačních technik do trakce a nacvičujeme napřímení hrudní páteře. K jejímu napřímení je důležitá správná fixace lopatek. Za tímto účelem lze terapeuticky využít pozici odpovídající tříměsíčnímu dítěti v poloze na břicho, kdy má pacient horní končetiny opřeny předloktím o podložku, o kterou se opírá mediálními epikondyly a symfýzou na pánvi. Při opření těchto bodů do podložky nadlehčuje hlavu s úmyslem pohybu vřed v podélné ose těla. Pro napřímení hrudní páteře je zásadní aktivita m. serratus anterior, který fixuje lopatky a jehož stabilizační aktivita je možná pouze při koaktivaci laterální skupiny břišních svalů s bránicí, která vytváří potřebné punctum fixum.

Další možností pozitivního ovlivnění funkčních svalových souher, které jsou při FAI narušovány, je využití Vojtovy reflexní lokomoce. Aktivace fyziologických pohybových vzorů je vyvolávána reflexní cestou - manuálním tlakem na spouštěvé zóny v přesně definovaných polohách, tzn. bez volního úsilí pacienta. Touto cestou dochází ke globální odpovědi celého těla. Stimulací jsou vysílány podněty do CNS, čímž jsou aktivovány přirozené a vrozené schopnosti pacienta, který je schopen vyvolanou aktivitu zařadit do svého spontánního pohybu. Dochází ke změně držení těla, zlepšení vzpřimovacích schopností, řízení rovnováhy i celkové koordinaci pohybů (Kolář, 2009).

V případě FAI je terapeuticky výhodná pozice "reflexního plazení". Při stimulaci zde dochází ke korekci anteverzního postavení pánve do neutrální pozice, aktivaci opěrné funkce dolních končetin, vyvážené aktivaci zevních rotátorů a adduktorů kyčelního kloubu a v neposlední řadě k napřímení a zlepšení rotability hrudní páteře (Vojta, 2010).

Lze také využít analgetický účinek některých druhů fyzikální terapie. Izoplanární vektorové pole je šetrná a hluboko působící forma tetrapolární aplikace středně frekvenčních proudů, jejíž analgetický efekt se využívá jak u funkčních tak i strukturálních poruch v oblasti kyčelního kloubu. Za stejným účelem je možné aplikovat i magnetoterapii. Ultrasonoterapie je využívána pro svůj myorelaxační efekt, kterým lze pozitivně ovlivnit hypertonické svaly i hlouběji uložené.

Trakcí provedenou v kyčelním kloubu dojde k protažení ligamentózního aparátu, zlepšení reologických vlastností synovie a snížení tlaku na kloubní chrupavku. (Poděbradský, 2009). Lze ji provést dvěma způsoby: trakce v podélné ose dolní končetiny a trakce v ose krčku stehenní kosti (Rychlíková, 2002).

Úprava režimových opatření zahrnuje například omezení sedu s překříženými nohama, pokud se objevují noční bolesti, je vhodné při spaní na boku umístění polštáře mezi kolena (Norris, 2011). Po odeznění akutních obtíží je vhodný i nácvik flexe a vnitřní rotace, ovšem jen do té míry, abychom odhalili neškodný rozsah těchto pohybů a seznámili tak pacienta s tím, jaký rozsah pohybu si do těchto směrů může dovolit.

Z vhodných sportovních aktivit lze zmínit plavání (kraulová tempa), bruslení, a to raději na in-line bruslích, běžecké lyžování zejména volnou technikou (Chládek, 2016).

Je potřeba mít na paměti, že konzervativní léčba nijak neovlivní již vzniklé anatomické strukturální deformity v kyčelním kloubu (Kaplan et al., 2010). Chládek (2016) dokonce uvádí, že zpočátku účinná správně vedená konzervativní léčba může být v některých případech z pohledu plíživých degenerativních změn i kontraproduktivní a pouze tak odsouvá chirurgické řešení problému.

1.1.8 Chirurgická léčba

Operační léčba je dle Peterse a Ericsona (2006) indikována, pokud přetrvávají symptomy více než 6 měsíců, selhává konzervativní léčba a diagnóza FAI je potvrzena pomocí zobrazovacích vyšetření.

Chirurgická léčba musí být přesně adresována k jednotlivým strukturálním patologiím kyčelního kloubu. Dle charakteru a lokalizace defektu se využívá široké spektrum způsobů chirurgické intervence. Menší Cam léze a stejně tak labrální léze v typické lokalizaci lze dobře korigovat artroskopicky. Rozsáhlejší defekty jsou naopak určeny k otevřenému ošetření.

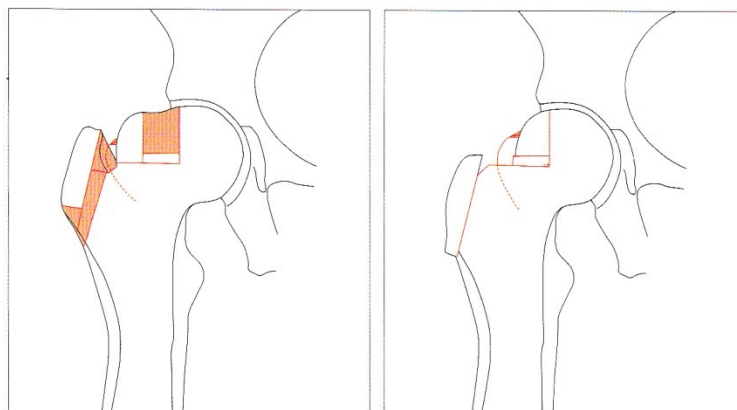
Osteochondroplastika

Jde o obnovení anatomického tvaru hlavice a subkapitální konkavity tak, aby byl umožněn dostatečný rozsah pohybů v kyčelním kloubu. Tento výkon představuje resekci nadbytečné kostní tkáně v místě junkce a distálně od ní (Chládek, 2016).

Redukční osteotomie hlavice

Využívá se typicky u pacientů s coxa plana po proběhlé Perthesově chorobě, kde následně nalézáme výraznou lézi typu Cam. Podstatou tohoto typu výkonu je resekce střední části hlavice s ponecháním její mediální i laterální části. Laterální pilíř hlavice

je pak přiložen ke zbylé části hlavice. Operačním přístupem je chirurgická kyčelní luxace (Chládek, 2016).



Obrázek 6 Schéma redukční osteotomie hlavice (Chládek, 2016)

Osteotomie krčku

V dnešní době se využívá modifikace v podobě tzv. Dunnovy osteotomie, která se provádí na luxované kyčli. Jde o podélnou osteotomii velkého trochanteru, která je na dorzální straně doplněna snesením rezidua velkého trochanteru i s kortikální lamelou, nesoucí úpony zevních rotátorů. Tento způsob intervence využíváme u skluzu hlavice stehenní kosti, což je modelová diagnóza pro vznik FAI (Chládek, 2016).

Operační výkony na acetabulu

Redukce acetabula je zmenšení acetabula resekci jeho okrajů při nadbytečném krytí např. u coxa profunda. Odtržené acetabulární labrum se refixuje ke kostěnému okraji acetabula. V rámci komplexního ošetření kyčelního kloubu je také nezbytné ošetření případných chondrálních lézí (Chládek, 2016).

1.1.9 Hodnocení chůze u pacientů s FAI pomocí kinematické analýzy

Protože je neskutčné při klinickém vyšetření chůze identifikovat nepřilíš velké kinematické abnormality, nepředpokládaly se v tomto smyslu u pacientů s FAI žádné rozdíly oproti zdravé populaci. Použití moderních technologií kinematické analýzy však umožnilo získat pomocí velmi přesných měření detailní objektivizované výsledky (Alshameeri a Khanduja, 2014).

Řady studií prokázaly významné omezení aktivního i pasivního rozsahu pohybu u pacientů s FAI ve srovnání se zdravými. Přestože abnormální biomechanika kyčelního kloubu s FAI pravděpodobně vyústí v kinematické rozdíly při chůzi, existuje jen málo

publikovaných studií, které by se u pacientů s touto diagnózou zabývaly dynamickým rozsahem pohybu či biomechanikou kyčelního kloubu obecně při činnostech, jako je chůze (Hunt et al., 2013).

Hunt et al. (2013) zkoumali pomocí kinematické analýzy 30 jedinců se symptomatickým FAI indikovaným k chirurgickému řešení a stejný počet zdravých osob v kontrolní skupině. Z jejich výsledků vyplývá, že pacienti s FAI vykazují oproti zdravým jedincům rozdíly v biomechanice chůze ve všech rovinách. Probandi s FAI se při chůzi pohybovali pomaleji se signifikantně nižší kadencí kroků, než tomu bylo u kontrolní skupiny. Dále u nich byl zjištěn signifikantně nižší rozsah pohybu do extenze, addukce a vnitřní rotace a v neposlední řadě i flexe se zevní rotací.

V jiné studii chůze kinematickou analýzou bylo prokázáno signifikantní snížení maximálního rozsahu abdukce a nesignifikantní snížení maximálního rozsahu extenze. Dle autorů bylo právě díky tomu nalezeno i omezení rozsahu do addukce a flexe (Alshameeri a Khanduja, 2014).

Stejně tak i Hunt et al. (2013) prokázal snížení rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině zapříčiněné omezenou maximální extenzí. Kromě toho prokázal i snížení rychlosti chůze.

Diamond et al. (2016) naproti tomu v jiné studii patnácti jedinců se symptomatickým FAI, jak typu Cam, Pincer, tak i smíšeného typu neprokázal v rychlosti chůze oproti kontrolní skupině signifikantní rozdíl. Jediný parametr, který se oproti vzorku zdravé populace lišil, byla flexe kyčelního kloubu, jejíž rozsah byl u pacientů s FAI omezen.

Protože pacienti se symptomatickým FAI vykazují, dle jeho výzkumu, pouze minimální rozdíly v biomechanice chůze oproti zdravé populaci, nepředpokládá, že by tyto odlišnosti měly jasný klinický důsledek.

Rylander et al. (2011) ve své studii zkoumal rozdíly v chůzi u jedenácti pacientů s jednostranným FAI, těsně před operací a 1 rok po zákroku. Dle jeho výsledků vzrostl rozsah pohybu v postiženém kyčelním kloubu v sagitální rovině do flexe v průměru o 3° při nezměněném rozsahu hybnosti na zdravé kontralaterální straně. Rozsah pohybu ve frontální rovině a do extenze zůstal nezměněn. Kromě toho pacienti subjektivně udávali snížení bolestí a nárůst četnosti fyzických aktivit. Dále tento autor uvádí, že tyto výsledky, ukazující abnormální pohybový vzorec v kyčelním kloubu při chůzi, korelují s výsledky výzkumu pacientů s osteoartrózou.

Naopak Brisson et al. (2013) ve své studii deseti pacientů vyšetřovaných 10 až 32 měsíců po chirurgickém zákroku neprokázal po operativním odstranění FAI signifikantní rozdíl v rozsahu pohybů v sagitální ani ve frontální rovině. Pacienti však rovněž udávali subjektivní snížení bolestivosti.

Alshameeri a Khanduja (2014) uvažuje nad tím, že rozdíly ve výsledcích mohou být ovlivněny faktem, že Rylander et al. do své studie zahrnul pacienty s FAI typu Cam, Pincer i se smíšeným FAI, naproti tomu Brisson et al. pracoval s pacienty, u kterých byl diagnostikován pouze typ Cam.

Výsledky studií zabývající se biomechanickými rozdíly chůze u pacientů a FAI oproti zdravé populaci jsou poměrně nejednotné. Diamond et al. (2016) se domnívá, že hlouběji do povahy biomechanických vad pohybového aparátu u pacientů s FAI by bylo možné nahlédnout zkoumáním dalších a složitějších pohybových úkonů.

1.2 Chůze

1.2.1 Charakteristika chůze

Za normálních okolností je chůze pohyb vzpřímeného těla vpřed, který je vykonáván rytmickým střídáním obou dolních končetin (Gross et al., 2005). Zapojuje se při ní velké množství svalů, jejichž spolupráce je přesně načasována. Jedná se o střídavý cyklický pohyb dolních končetin ve vzpřímené poloze se souhyby horních končetin i celého těla.

Jednotkou lidské chůze je krok, který lze rozdělit do dvou základních fází: stojnou (opěrná) a švihovou (letová) (Bernaciková et al., 2010). Stojná fáze začíná dopadem jednoho chodidla na patu a končí odlepením palce od podložky, čímž začíná fáze švihová. Ta končí v okamžiku, kdy se chodidlo opět dotkne patou podložky. Při běžné rychlosti chůze, což je průměrně okolo 1,4 metrů za sekundu, zabírá opěrná fáze asi 60% krokového cyklu a fáze letová 40% (Neumann, 2009).

Délka jednoho kroku je vzdálenost mezi dotykem levé paty až po dotyk pravé paty. Délka jednoho cyklu chůze probíhá v intervalu mezi dvěma kontakty paty stejné nohy s podložkou, což znamená, že zaujímá celý dvojkrok (Gross et al., 2005). V jednom krokovém cyklu existují dvě fáze, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou současně. Poprvé mezi 0% až 10% krokového cyklu, kdy dochází k přenosu váhy z levé končetiny na pravou a následně mezi 50% a 60%, kdy dochází k přenosu váhy z pravé dolní končetiny na levou (Neumann, 2009).

V posledních letech došlo k významnému pokroku v porozumění neuromuskulárních mechanismů podílejících se na základních rytmických činnostech jako je chůze. Tyto pochody jsou nervovým systémem ovládány hierarchicky. Rytmické pohybové vzory jsou generovány již v míše. Motorický kortex, cerebellum a bazální ganglia pak následně vybírají, iniciují a moduluji pohybové programy podle aktuálních podmínek a přizpůsobují je vnějšímu prostředí (Rybak et al., 2002).

Jako řídicí jednotka na nejnižší úrovni je označován tzv. Central Pattern Generator (CPG). Jedná se o komplex interneuronů v míše (Duysens a Van de Crommert, 1998). Předpokládá se, že CPG je schopné vytvářet rytmické pohybové vzory, aniž by byly nutné vstupy z vyšších úrovní řízení či smyslové zpětné vazby z periferního nervového systému. Přesto však přijímá podněty ze supraspinální úrovně a interaguje s proprioceptivními signály, což zajišťuje přesnou korekci rytmických motorických vzorů vzhledem k aktuálnímu stavu vnějšího prostředí (Haghpanah et al., 2017).

1.2.2 Fáze krokového cyklu

V rozdělení fází krokového cyklu různými autory jsou určité rozdíly. Názvosloví jednotlivých fází však časově odpovídá. Vaughan et al. (1999) dělí krokový cyklus do následujících osmi fází:

- heel strike (úder paty)
- foot flat (plný kontakt chodidla)
- midstance (střed stojné fáze)
- heel off (odval paty)
- toe off (odraz palce)
- acceleration (zrychlení)
- midswing (střed švihové fáze)
- deceleration (zpomalení)

Dělení krokového cyklu podle Perry (1992):

Fáze stojná

- initial contact (počáteční kontakt)
- loading response (stádium zatěžování)
- mid-stance (mezistoj)
- terminal stance (koncový stoj)

- preswing (předšvih)

Fáze švihová

- initial swing (počáteční švih)
- mid-swing (mezišvih)
- terminal swing (koncový švih)

Dělení krokového cyklu podle Vaughana (1999) se více uplatňuje pro normální charakteristiku chůze bez patologie. Naopak názvosloví podle Perry (1992) lze lépe využít i při hodnocení patologických forem chůze díky tomu, že je obecnější.

1.2.3 Charakteristika jednotlivých krokových fází

Initial contact (fáze počátečního kontaktu)

Interval mezi 0 až 2 % cyklu. Kotník je v neutrálním postavení, které udržují aktivní dorziflektory nohy (Weaver a Ferg, 2009). Důležité je v této fázi zajištění absorpce nárazu při došlapu paty, které zajišťuje stojná dolní končetina a stabilita přesunu hmotnosti těla při současném zachování hybnosti vpřed (Perry, 1992). V okamžiku úderu paty zaujímá kyčelní kloub 30° flexi a kolenní kloub je téměř extendován. Kotník se nachází v lehké dorziflexi (Michaud, 1997).

Loading response (fáze postupného zatěžování)

Tuto fázi od 0 do 10 % cyklu lze také nazvat první fází dvojí opory. (Perry, 1992). Jedná se o periodu decelerace, kdy je absorbován náraz při dopadu (Gage a Russman, 1991). Díky flexi v kolenním kloubu dochází k absorpci tíhové síly a v průběhu pohybu dochází k excentrické aktivitě m. quadriceps femoris, který je pro flexi v kolenním kloubu určujícím faktorem (Perry, 1992). Excentricky se v této fázi aktivují i dorziflektory nohy a zabraňují tak rychlému přepadnutí nohy do plantární flexe (Weaver a Ferg, 2009).

Mid-stance (fáze středního postoje)

Tato fáze mezi 10 a 30 % cyklu popisuje období mezi odrazem kontralaterálního palce a zdvihem stejnostranné paty (Whittle, 2007). Jde o první část jednooporové fáze, ve které je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Těžiště těla dosahuje své maximální výšky a v průběhu pohybu přechází přes opěrnou bázi (Gage a Russman, 1991). V této

periodě člověk balancuje na jedné dolní končetině, která v danou chvíli nese hmotnost celého těla (Weaver a Ferg, 2009).

Terminal stance (fáze koncového stoje)

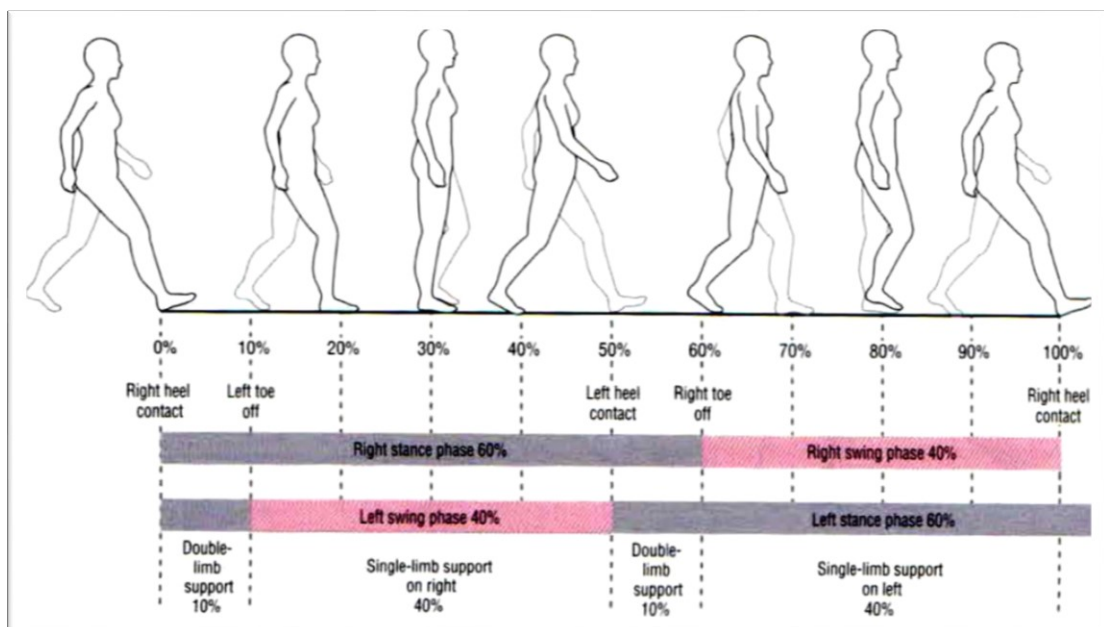
Jde o fázi mezi odlepením jedné paty po dopad paty na kontralaterální končetině (30-50 % cyklu) (Whittle, 2007). Hmotnost těla se z jedné končetiny začíná přenášet na druhou. Stojná končetina se připravuje k opuštění podložky (Weaver a Ferg, 2009).

Pre-swing (předšvihová fáze)

Poslední část stojné fáze (50-60 % cyklu). Jedná se o interval od úderu paty opačné dolní končetiny po odlepení palce stojné končetiny. Tuto fázi lze také nazvat druhou fází dvojí opory. Hmotnost těla je přenášena na druhostrannou dolní končetinu (Perry, 1992).

Initial swing (počáteční švihová fáze)

Začíná odlepením palce nákročné dolní končetiny (60-70 % cyklu). Flexe v kyčelním kloubu zde dosahuje 20°, kolenní kloub se flektuje až do 60° a zvednutí chodidla z podložky zajišťuje dorzální flexe v kloubu hlezenním (Perry, 1992).



Obrázek 7 Krokový cyklus (Neumann, 2009)

Mid swing (mezišvih)

Tento interval začíná maximální flexí kolenního kloubu a končí odlepením kontralaterální paty (70-85 % cyklu). Na konci fáze se tibie dostává do vertikálního postavení (Perry, 1992). Fázická dolní končetina mívá končetinu stojnou (Whittle, 2007).

Terminal swing (koncový švih)

Závěrečná fáze (85-100 % cyklu) začíná zdvihem kontralaterální paty po její dopad zpět na podložku. Dopředný pohyb náročné dolní končetiny končí ve chvíli, kdy extenze v kolenním kloubu dosáhne svého maxima (Perry, 1992). Prostřednictvím excentrické aktivity hamstringů a m. gluteus maximus nastává zpomalování rychlosti stehna. Zároveň s tím je umožněno nejvhodnější nastavení dolní končetiny pro její další počáteční kontakt (Michaud, 1997).

1.2.4 Přizpůsobení chůze různým rychlostem

Se zvyšující se rychlostí chůze se čas strávený ve fázi dvojí opory zkracuje. Závodní chodci, jejichž cílem je dosáhnout co možná nejvyšší rychlosti chůze, minimalizují současný kontakt obou dolních končetin s povrchem a zvyšují frekvenci a délku kroků, přičemž stojná a švihová fáze zabírá přibližně stejnou část krokového cyklu. Během závodu tak mohou dosáhnout rychlosti vyšší než 3,3 metru za sekundu.

Při běhu se fáze dvojí opory zcela vytratí a je nahrazena fází letovou, kdy kontakt s povrchem nemá ani jedna dolní končetina. Přejít z chůze do běhu probíhá standardně při frekvenci přibližně 180 kroků za minutu a při rychlosti okolo 2,2 metru za sekundu. Při vyšší rychlosti než je tato, je již energeticky účinnější běh.

Naopak při zpomalující se rychlosti chůze zabírá fáze dvojí opory stále vyšší procento z krokového cyklu. Díky tomu, že jsou obě dolní končetiny naráz v opoře déle, poskytuje pomalejší chůze vyšší stabilitu. Nižší rychlost chůze a kratší krok s nižší frekvencí tak obvykle vidíme u starších osob, které si tak zajišťují vyšší stabilitu při chůzi pro předcházení pádům (Neumann, 2009).

1.2.5 Pohyby těžiště těla při chůzi

Těžiště se u člověka v anatomickém postavení nachází před druhým sakrálním obratlem (Gage a Russman, 1991). Díky rozdílům v anatomické stavbě těla je u mužů těžiště posunuto asi o 1 až 2% výše než u žen. U dětí je těžiště umístěno relativně výše a v průběhu ontogenetického vývoje se jeho poloha posouvá směrem dolů. Je to způsobeno jinými poměrovými vztahy tělesných segmentů oproti dospělým.

Umístění celkového těžiště těla se mění v závislosti na poloze jednotlivých tělesných segmentů. V určitých situacích může dojít i k posunu mimo lidské tělo.

Při chůzi má trajektorie těžiště sinusoidní tvar a to jak v horizontální, tak i ve frontální rovině. U dospělého muže při průměrné rychlosti chůze dochází k vychylování těžiště v celkovém rozsahu 5 centimetrů ve vertikální rovině a 4 centimetry v rovině horizontální.

K maximálnímu posunu vpravo dochází ve 30 % krokového cyklu tj. vprostřed fáze jednostranné opory na pravé dolní končetině. Naopak maximálním posun těžiště doleva je v 80% krokového cyklu vprostřed fáze jednostranné opory na levé dolní končetině. V obou těchto fázích se těžiště těla zároveň nachází v nejvyšším bodě ve vztahu k vertikální rovině. Čím širší je báze při chůzi, tím delší trajektorii těžiště těla opisuje a naopak (Neumann, 2009).

1.2.5.1 Determinanty chůze

Je popisováno šest základních prvků, které při chůzi minimalizují exkurze těžiště ve vertikální a horizontální rovině a redukují tak její energetickou náročnost. Nazývají se determinanty chůze:

1. *Rotace pánve okolo vertikální osy* - snižuje při kroku úhel flexe a extenze v kyčelním kloubu, což následně redukuje vertikální oscilaci kyčle. V případě, že nedochází k rotaci pánve, délku kroku udává pouze velikost flexe a extenze v kyčelním kloubu.
2. *Pohyb pánve okolo antero-posteriorní osy (sešikmení pánve)* - snižuje největší exkurze trupu ve vertikále.
3. *Flexe kolene ve stojné fázi* - pokud by dolní končetina ve stojné fázi zůstala extendovaná, kyčelní kloub by při chůzi nezůstával v přibližně stejné výšce, ale docházelo by k jeho pohybu nahoru a dolů. Flexe v kolenním kloubu v dané fázi kroku snižuje vrchol křivky, kterou kyčelní kloub opisuje.
4. *Kotníkový mechanismus a mechanismus chodidla* - rovněž se podílejí na optimalizaci exkurzí těžiště ve vertikální rovině.
5. *Laterální posun pánve* – je nutný k posunu těžiště nad stojnou končetinu. Při chůzi o širší bázi tělo potřebuje k udržení rovnováhy větší laterolaterální vychýlení těžiště. Tento posun je minimalizován tibiofemorálním kloubem. Hlavním prvkem, který umožňuje chůzi o užší bázi je mírně valgózní zaúhlení tibiofemorálního kloubu (Whittle, 2007).

1.2.6 Faktory negativně ovlivňující vzorec chůze

Jakýkoliv zvýšený rozkmit tělního těžiště při chůzi znamená zvýšení energetického výdeje, zvýšení metabolického nároku a v konečném důsledku snížení výkonnosti pohybu a zvýšení únavy. Takováto výchylka může být považována za abnormální vzorec chůze.

Bolest v chodidle a následná snaha vyvarovat se dotyku bolestivé části s podložkou způsobuje zkrácení délky trvání stojné fáze kroku jedné dolní končetiny.

Svalové oslabení může zvýšit či snížit rozsah pohybu v postiženém kloubu v té fázi cyklu chůze, kdy se za normálních okolností sval kontrahuje - při oslabení abduktorů kyčelního kloubu, které vede k naklonění trupu k jedné straně, pozorujeme dislokaci a zvýšený výkyv těžiště v latero-laterálním směru. Na délce trvání stojné fáze má ale oslabení abduktorů menší vliv, než například bolesti v kyčelním kloubu.

Abnormální rozsah pohybu či rozdílná délka končetin pak způsobují kompenzační pohyb v jiných nosných kloubech dolní končetiny (Gross et al., 2005).

1.2.7 Zdravotní aspekty chůze

Při chůzi je adekvátně dynamicky i staticky zatížena svalovina, vazy i skelet dolních končetin a páteře. Při správné indikaci chůze mimo jiné snižuje riziko osteoporotických změn, ovlivňuje prokrvení orgánů zejména dolní poloviny těla a v závislosti na rychlosti chůze stimuluje i oběhový a respirační systém (Kučera a Dylevský, 1999).

Pomalá chůze není sice namáhavá pro kardiovaskulární aparát, zato ale více zatěžuje posturální systém. Proto se dostavuje při delší pomalé chůzi dříve únava z poruchy koordinace než u středně rychlé chůze. Rychlá chůze naopak neklade příliš vysoké nároky na stabilizaci vzpřímené polohy, protože je udržována setrvačnou hmotou těla a tím odlehčuje řídicí CNS.

Rychlost terapeuticky používané chůze je nutno přizpůsobit terapeutickému záměru. Jiná rychlost chůze na příklad trénuje stabilizační funkce a jiná funkce logistické (Véle, 2006). Při rychlejší chůzi (do 6 km/h) se podstatně více uplatňuje její vliv na oběhový systém. Proto je chůze touto rychlostí nedílnou součástí včasné kinezioterapie po srdečních příhodách a jako prevence hypokineze. Každý dospělý jedinec by měl denně urazit tímto typem lokomoce alespoň 5 kilometrů (Kučera a Dylevský, 1999).

1.3 Kinematická analýza v biomechanice

Analýzu pohybové činnosti můžeme provádět na několika úrovních, v závislosti na cílech analýzy. Kvantitativní analýza popisuje a hodnotí pohyb (např. slovně) bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Typickým případem tohoto způsobu hodnocení je vizuální posouzení reálného pohybu nebo jeho záznamu. Tento postup však neumožňuje kvantifikovat velikost výstupních veličin.

K získání číselných hodnot jako výstupu měření slouží analýza kvantitativní. K jejich získání je nezbytné odpovídající materiální vybavení, umožňující vlastní měření s co nejmenší chybou. Základní rozdělení kvantitativních metod v biomechanice vychází z charakteru měřené veličiny. Jestliže je měřeným parametrem síla, nazývají se tyto metody dynamické. Pokud je předmětem zkoumání pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují, jde o metody kinematické (Janura a Zahálka, 2004).

Kinematická analýza je důležitou metodou pro studium biomechaniky a je již tradičně využívána k diagnostice patomechaniky různých onemocnění pohybového aparátu (Andriacchi a Alexander, 2000; Harris a Smith, 1996).

V posledních letech tato metoda zaznamenala vzestup i na poli vývoje a vyhodnocování rehabilitačních procedur a preventivních opatření eliminující obtíže pohybového aparátu (Mündermann et al., 2004). Ačkoliv je kinematická analýza pohybu všeobecně považována za klinicky velmi užitečnou, rutinní klinické použití analýzy naráží na řadu omezujících faktorů, jako jsou vysoké náklady, či časová náročnost vyšetření, zpracování a vyhodnocování naměřených dat (Simon, 2004).

1.3.1 Rozdělení systémů snímání pohybu

1.3.1.1 Optické systémy

Jsou široce používány ve sportu i medicíně. Jde o nejrozšířenější způsob snímání pohybu a to zejména díky své přesnosti a flexibilitě, avšak výkonnost těchto systémů závisí na kvalitě kalibrace a synchronizaci kamer (Chong et al., 2015; Royo Sánchez et al., 2014). Tento systém lze rozdělit na systém využívající značky a systém bez značek (Soumar, 2011).

Za účelem snímání pohybu jednotlivých částí těla subjektu slouží prvně zmiňovanému systému reflexní markery, které musí být umístěny na vybrané tělesné segmenty (Royo Sánchez et al., 2014). Jednotlivé segmenty jsou definovány pomocí

konkrétních anatomických bodů. Při analýze však nepracujeme s těmito body, ale s jejich projekcí na kůži (Janura a Zahálka, 2004). Znalost pozice kamer zachycujících pohyb a relativní pozice každé značky pak umožňuje vypočítat přesnou pozici všech markerů na jednotlivých snímcích a určit jejich souřadnice (Royo Sánchez et al., 2014).

Dle Soumara (2011) se při kinematické analýze používají tři typy markerů:

1. Fyzické markery umístěné na definovaných anatomických bodech na těle
2. Fyzické markery umístěné na tuhé desce, připevněné k tělnímu segmentu
3. Virtuální markery, jejichž souřadnice jsou odvozeny z fyzických markerů



Obrázek 8 Ukázka pasivních markerů (Qualisys, 2013)

Dle snímání signálu rozlišujeme dva druhy markerů – pasivní (světlo odrážející) a aktivní (světlo vyzařující). Výhodou aktivních markerů je možnost měřit v terénu na přímém slunečním světle či na větší vzdálenosti. Naopak nevýhodou je složitá instalace a potřeba zajistit přívod energie, což navíc do jisté míry omezuje volnost pohybu při měření (Soumar, 2011).

U pasivních markerů je od jejich povrchu odráženo infračervené záření zpět do kamery. V závislosti na vzdálenosti snímaného objektu, jeho tvaru a velikosti se pasivní markery používají v různých velikostech. Standardně se velikost pohybuje mezi 2,5 mm až 40 mm (Qualisys, 2013)

Nejčastěji používanou metodou je umístění značek na povrch kůže analyzovaného segmentu (Mündermann et al., 2006). Při připevňování fyzických markerů je nutné minimalizovat pohybové artefakty, kdy se marker na kůži pohybuje jinak než pod ním ležící kost. Měkké tkáně, které se nacházejí mezi kostí a značkou se vlivem pohybu kůže mírně posouvají, což ovlivňuje přesnost záznamu. Existují však algoritmy, které se tyto chyby měření snaží s co možná nejvyšší účinností eliminovat (Janura a Zahálka, 2004; Karlsson a Tranberg, 1999).

Soumar (2011) uvádí čtyři možnosti konfigurace markerů:

- Markery na čepu připevněném do kosti
- Marker připevněný na kůži v určitém anatomicky definovaném místě
- Pole markerů připevněných na tuhé desce
- Kombinace markerů v anatomických místech s polem markerů

Cappozzo et al. (1996) zkoumali na subjektech, které utrpěly zlomeniny dolních končetin a byl jim do femuru či tibie voperován zevní fixátor, relativní pohyb kožních markerů. Porovnání značek umístěných na zevních fixátorech a na anatomických bodech na kůži umožnilo spolehlivě a přesně posoudit zda a k jakému relativnímu pohybu kožních markerů dochází. Z jejich výsledků vyplývá, že při chůzi došlo u kožních markerů umístěných na velkém trochanteru, laterálním epikondylu femuru, hlavičce fibuly a laterálním malleolu k posunu mezi 10 až 30 milimetry. Naopak markery umístěné na laterální části stehna a dále od kloubů vykazovaly menší odchylky a díky tomu také spolehlivější a přesnější výsledky měření.



Obrázek 9 Kinematická analýza golfového švihů v exteriéru s využitím aktivních markerů (Qualisys, 2013)

V posledních letech se technologický vývoj soustředí na zdokonalování metod snímání pohybu bez potřeby značek - tzv. markerless motion capture system. Speciální software je schopný identifikovat lidskou postavu a rozdělit ji do několika sledovaných segmentů. Pomocí počítačových algoritmů je následně snímán a rozpoznán pohyb postavy bez nutnosti využití markerů (Mündermann et al., 2006).

1.3.1.2 Mechanické systémy

Mechanické systémy využívají takzvaného exoskeletonu. Tato vnější kostra je tvořena pevnými částmi propojenými klouby, což umožňuje následování pohybu. Úhly jsou měřeny pomocí potenciometrů, ze kterých jsou data zpracovávána v reálném čase. Mezi jeho výhody patří relativně nízká cena, schopnost měření v reálném čase či nezávislost na okolních podmínkách. Komplikací je zde nezbytné upravení exoskeletonu pro každou snímanou postavu a částečné omezení pohybu (Svihajan, 2014).

1.3.1.3 Inerční systémy

V inerčních systémech jsou využívány dva typy senzorů - akcelerometry a gyroskopy. Akcelerometry slouží k určování polohy segmentu tím, že zaznamenají jeho pohybové zrychlení. Gyroskopy pak zaznamenávají úhlové zrychlení (Young, 2010).

Tyto senzory jsou ve formě malých čipů připevněny přímo na sledovaném objektu a získaná data jsou bezdrátově přenášena do počítače. Výhodou inerčních systémů je především schopnost zaznamenávat velké množství objektů najednou, jelikož zde kromě speciálních obleků není třeba většího množství zdrojů nebo kamer a také zde nevzniká žádné rušení (Svihajan, 2014)

1.3.1.4 Magnetické systémy

Jejich přístrojový základ lze rozdělit na dvě části - zdroj a senzor. Po připevnění senzoru na vybraný bod na lidském těle je zaznamenáván pohyb tohoto bodu. Poloha senzoru vzhledem ke zdroji je určena s využitím vztahů pro pohyb vodiče v elektromagnetickém poli (Janura a Zahálka, 2004). Oproti optickému systému zde odpadá problém se zakrytím snímaných bodů, jelikož lidské tělo nebrání šíření elektromagnetického pole. Mezi nevýhody tohoto systému patří citlivost senzorů na elektrické a magnetické vlnění, častý šum magnetických dat a omezená vzdálenost snímání (Svihajan, 2014).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem diplomové práce bylo pomocí kinematické analýzy zjistit, zda se signifikantně liší pohyby segmentu hrudníku, pánve a kyčelních kloubů při chůzi po rovině a chůzi do schodů u jedinců s diagnostikovaným femoroacetabulárním impingement syndromem a u zdravých jedinců.

2.2 Hypotézy

H0 1: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 2: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 3: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 4: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu vychýlení páteře ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 5: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 6: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

H0 7: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

Do studie bylo pro účely diplomové práce zahrnuto 40 probandů, z toho 20 osob s diagnózou femoroacetabulární impingement syndrom a 20 osob jako kontrolní skupina. Všichni probandi byli před samotným vyšetřením seznámeni s průběhem výzkumu a poskytli informovaný souhlas s použitím osobních údajů pro potřeby této diplomové práce. Sběr dat pro výzkum probíhal od března 2016 do března 2017 v Centru pohybové medicíny Pavla Koláře v Praze.

Vzorek 20 osob s diagnózou femoroacetabulární impingement syndrom byl složen 6 žen a 14 mužů ve věku 24 až 47 let. U 16 osob byl nález FAI typu Cam, u 1 osoby FAI typu Pincer a u 3 osob FAI smíšeného typu. U 13 pacientů byl FAI jednostranný (5 pravostranné, 8 levostranných) a u 7 oboustranný. Všem zkoumaným osobám byl femoroacetabulární impingement syndrom diagnostikován na základě klinického i zobrazovacího RTG či MRI vyšetření.

Probandi zařazení do výzkumu museli dále splňovat následující podmínky:

- věk mezi 20 až 50 lety
- absence traumatického či jiného postižení dolních končetin a páteře, které by mohlo ovlivnit testované pohybové vzory
- absence radikulární symptomatologie
- přítomnost bolestí spojených s diagnózou femoroacetabulárního impingementu chronického či intermitentního charakteru
- svalová síla svalstva v oblasti kyčelního kloubu minimálně stupně 4 svalového testu dle Jandy
- rozsah pohybu v kyčelním kloubu minimálně 90° do flexe a 10° do vnitřní rotace i extenze

Kontrolní skupina

Kontrolní skupinu složenou z 20 osob tvořilo 10 žen a 10 mužů ve věku 23 až 37 let. Kritéria pro zařazení do kontrolní skupiny byla následující:

- věk mezi 20 až 50 lety
- absence traumatického či jiného postižení dolních končetin a páteře, které by mohlo ovlivnit testované pohybové vzory
- absence vertebrogenních či jiných subjektivních obtíží, které by mohly ovlivnit testované pohybové vzory
- absence operačních zákroků na páteři či dolních končetinách
- negativní klinický test na femoroacetabulární impingement syndrom
- absence subjektivních obtíží typických pro diagnózu femoroacetabulárního impingementu
- rozsah pohybu v kyčelním kloubu v rámci fyziologických hodnot

3.2 Průběh vyšetření

Skupina s diagnostikovaným femoroacetabulárním impingement syndromem

Všem zkoumaným osobám s diagnostikovaným femoroacetabulárním impingement syndromem byla v rámci vstupního vyšetření nejprve odebrána anamnéza. Tímto způsobem bylo u všech probandů vyloučeno traumatické, vrozené či jiné postižení nebo onemocnění dolních končetin a páteře.

Pro vyloučení radikulární symptomatologie byla vyšetřena svalová síla příslušných svalových skupin kyčelního kloubu svalovým testem dle Jandy, dále bylo vyšetřeno taktilní cití a provedeny napínací manévry. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu byl vyšetřen pomocí planimetrické metody.

Kontrolní skupina

Všem probandům, kteří byli zařazení do kontrolní skupiny, byla odebrána anamnéza zaměřená na zjištění traumatického či dalšího postižení dolních končetin a páteře, vertebrogenní i jiné subjektivní obtíže, které by mohly ovlivnit testované pohybové vzory. Následně byly všem osobám provedeny klinické testy na femoroacetabulární impingement s negativním výsledkem a pomocí planimetrické metody byl vyšetřen rozsah pohybu v kyčelních kloubech, který byl u všech osob ve fyziologických hodnotách.

3.3 Technika užitá k měření – systém Qualisys

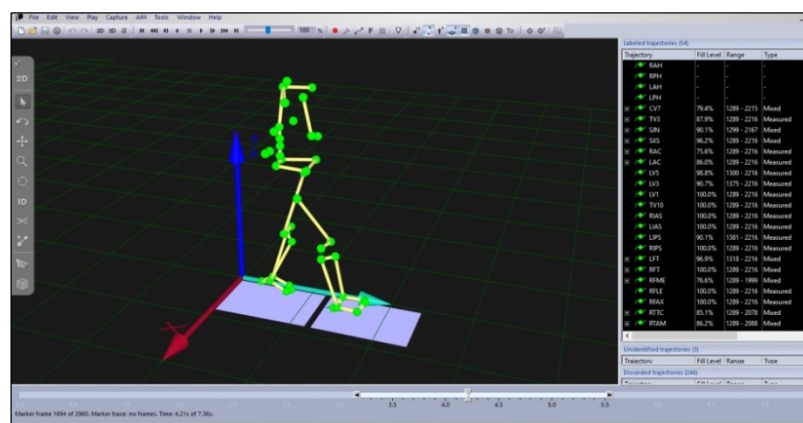
Laboratoř, kde výzkum probíhal, byla vybavena švédským systémem Qualisys. Tento optoelektrický systém využívá pro záznam pohybu vysokofrekvenční kamery, které jsou okolo kamerové čočky vybaveny diodami vyzařujícími infračervené záření. Záření dopadá na pasivní markery nalepené na těle snímaného člověka. Snímkovací frekvenci lze nastavit od 1 do 1000 Hz. Kamery jsou v prostoru rozmístěné takovým způsobem, aby byl každý marker, umístěný na snímané osobě, při pohybu vidět alespoň ze dvou různých kamer. Středů a velikostí markerů jsou vypočítány kamerou v téměř reálném čase (zpoždění 7 ms) s využitím interpolačního algoritmu. Výsledkem je pak zobrazení markerů s vysokou přesností v trojrozměrném prostoru (Soumar, 2011; Qualisys, 2013).

Proces kinematické analýzy obsahuje následující fáze (Soumar, 2011):

- kalibrace kamer a prostoru
- sběr a digitalizace dat
- výpočet polohy bodů v prostoru
- identifikace markerů
- tvorba biomechanického modelu a virtuálních markerů
- interpretace dat

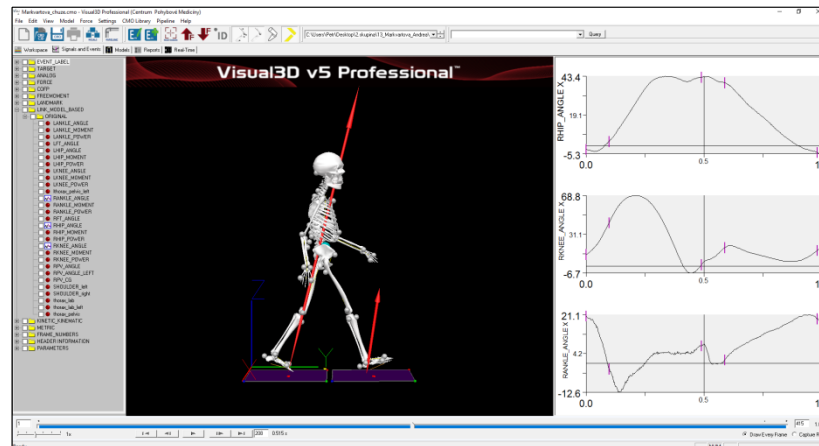
3.3.1 Software

Součástí Qualisys systému je i speciální software, který umožňuje naměřná data s vysokou přesností zpracovat a výsledky následně převést do souřadného systému. Pro tyto účely slouží dva různé programy: Qualisys Track Manager (QTM) a Visual3D.



Obrázek 10: Ukázka práce v programu Qualisys Track Manager (fotoarchiv autora)

Pomocí Qualisys Track Manageru je provedena kalibrace kamer a následně samotné snímání pohybu. Po té jsou v tomto programu definovány jednotlivé markery. Software umožňuje konkrétní označení markerů pro daný pohyb uložit a vytvoří tak tzv. AIM. Při následujícím měření stejného pohybu je pak program schopný tento AIM aplikovat na pohyb automaticky a není již tak nutné definovat markery ručně. Aby mohla být data dále zpracována ve Visual3D, jsou vyexportována do formátu .C3D.



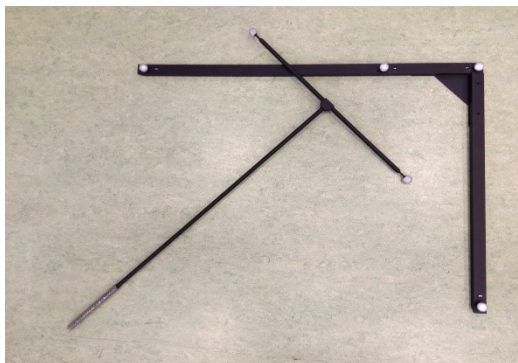
Obrázek 11: Ukázka práce v programu Visual3D (fotoarchiv autora)

Visual3D je pokročilý software sloužící k následné analýze a prezentaci vyexportovaných dat v trojrozměrném prostoru. Jádrem Visual3D je biomechanický modelovací nástroj Model Builder, který slouží k definování segmentů lidského těla či mechanických objektů a k následným výpočtům. Tato technologie je velmi přesná a je schopná poskytnout kvalitní data pro sledování pohybu v reálném čase (Qualisys, 2013).

3.3.2 Kalibrace

K určení závislosti mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými ze záznamu je nezbytné před měřením provést kalibraci kamer a prostoru. Kalibrací prostoru rozumíme určení souřadnic známých bodů v prostoru, které jsou nezbytné pro stanovení měřítka mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic. Kalibrace kamer slouží k nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od souřadnic reálných. Umístění a počet kamer není jednoznačně definován a lze ho tedy přizpůsobit možnosem pracoviště (Janura a Zahálka, 2004). V laboratoři Centra pohybové medicíny Pavla Koláře se nachází 8 kamer, které jsou připevněné na stropě.

Samotnou kalibraci lze provést za pomoci kalibračního módu programu Qualisys Tarc Manager a pomoci hůlky, na jejíchž koncích jsou umístěny markery, jejichž vzdálenost je přesně změřená, a kalibračního rámu ve tvaru L. Hůlkou se pohybuje několik desítek vteřin v prostoru, kde se bude realizovat vlastní měření. Následně je na předem dané místo na podlaze položen kalibrační rám, díky kterému dojde k určení hranic podlahy a definování os X,Y,Z v prostoru.



Obrázek 12 Kalibrační hůlka a kalibrační rám (fotoarchiv autora)

Určení polohy markeru v prostoru se děje za použití triangulace. Aby se minimalizoval počet falešných markerů, sleduje se jejich pohyb s cílem vytvořit trajektorii markeru v prostoru. Podaří-li se vysledovat pohyb markeru pro několik snímků, je možné predikovat jeho polohu v následujícím snímku a minimalizovat vznik falešných trajektorií vznikajících díky náhodnému křížení paprsků (Soumar, 2011).

Základních pravidla pro měření (Soumar, 2011):

1. Kamery musí zaznamenat pohyb současně.
2. Kamery musí být stacionární a po kalibraci již nesmí dojít k jejich posunutí.
3. Snímaný objekt musí být viditelný po celou dobu měření minimálně ze dvou kamer.
4. Musí být přesně známa frekvence snímání kamery.
5. Kamery musí být synchronizovány.

3.3.3 Definice tělních segmentů

K sestrojení modelu tělního segmentu je nutné na něj umístit alespoň 3 markery. Ty definují proximální a distální konec segmentu a frontální rovinu lokálního souřadného systému segmentu. Markery se aplikují na nejméně pohyblivá místa na těle, jež jsou kryty slabou vrstvou měkké tkáně. Eliminuje se tak nechtěný pohyb markerů,

který by velký posun kůže a podkoží způsobil. Výsledkem tvorby biomechanického modelu těla je soustava těles reprezentujících tělní segmenty a převedení polohy jednotlivých markerů do polohy segmentů (Soumar, 2011).

Pro tento výzkum byly na každém probandovi definovány tyto segmenty: hrudník, pánev, segment stehna, bérce a akra dolních končetin. Pasivní markery o průměru 12,5 mm a 6,5 mm ve tvaru seříznuté koule, vyrobené z lehkého polystyrenu a pokryté reflexní vrstvou byly na tělo zkoumané osoby nalepeny pomocí oboustranné lepicí pásky. Palpační vyšetření pro lokalizaci anatomických bodů k označení markery probíhalo u všech probandů svlečených do spodního prádla a prováděla ho vždy stejná osoba.

Segment hrudníku byl tvořen 6 markery:

RAC - right acromion (acromion l. dx.)

LAC - left acromion (acromion l. sin.)

SJN - sternum jugular notch (fossa jugularis sternalis)

SXS - sternum xiphisternal joint (procesus xiphoideus)

TV3 - thoracic vertebrae 3 (vertebra thoracica)

V10 - thoracic vertebra 10 (vertebra thoracica)

Pro přesnější výsledky měření byly k těmto šesti standardním anatomickým bodům přidány ještě dva další:

Lzebro - laterální vrchol angulus costae 7. sin.

Rzebro - laterální vrchol angulus costae 7. dx.

Segment pánve byl tvořen 6 markery:

RIPS - right ilium posterior superior (spina iliaca posterior superior l. dx.)

LIPS - left ilium posterior superior (spina iliaca posterior superior l. sin.)

RIAS - right ilium anterior superior (spina iliaca anterior superior l. dx.)

LIAS - left ilium anterior superior (spina iliaca anterior superior l. sin.)

Segmenty stehna, bérce a akra byly tvořeny 16 celkem markery:

RFT - right femur greater trochanter (trochanter major ossis femoris l. dx.)

LFT - left femur greater trochanter (trochanter major ossis femoris l. sin.)

RFLE - right femur lateral epicondyle (epicondylus lateralis femoris 1. dx.)
LFLE - left femur lateral epicondyle (epicondylus lateralis femoris 1. sin.)
RFME - right femur medial epicondyle (epicondylus medialis femoris 1. dx.)
LFME - left femur medial epicondyle (epicondylus medialis femoris 1. sin.)
RTTC - right tibial tuberosity (tuberositas tibiae 1. dx)
LTTC - left tibial tuberosity (tuberositas tibiae 1. sin)
RFAX - right apex of the styloid process, head of tibia (caput fibulae 1. dx.)
LFAX - left apex of the styloid process, head of tibia (caput fibulae 1. sin.)
RFAL - right fibula apex of lateral malleolus (malleolus lateralis 1. dx.)
LFAL - left fibula apex of lateral malleolus (malleolus lateralis 1. sin.)
RTAM - right tibia apex of medial malleolus (malleolus medialis 1. dx.)
LTAM - left tibia apex of medial malleolus (malleolus medialis 1. sin.)
RFCC - right posterior surface of calcaneus (calcaneus dx. posteriorní část)
LFCC - left posterior surface of calcaneus (calcaneus sin. posteriorní část)

3.3.4 Průběh měření

Po označení markery byl proband poučen o průběhu provedení samotného měření. Byl instruován, aby byly chůze po rovině i výstup do schodů provedeny přirozeně a obvyklou rychlostí s pohledem před sebe. Během měření nebylo žádným způsobem zasahováno do pohybových projevů probanda.

Nejdříve si každý vyzkoušel dané pohyby bez zaznamenávání pohybu, až poté bylo provedeno měření. Chůze po rovině i výstup do schodů byly měřeny 3x s prvním výkrokem levou nohou a 3x s prvním výkrokem pravou nohou. Chůzi po rovině provedl proband po rovném 5 m dlouhém chodníku z dřevěných panelů, který ležel ve zkalibrovaném prostoru. Pro chůzi do schodů bylo do zkalibrovaného prostoru přistaveno dřevěné, za tímto účelem speciálně zhotovené, schodiště o třech schodech. Výška každého schodu byla 20 cm; šířka: 1. Schod - 42 cm, 2. schod - 50 cm, 3. schod - 58 cm; hloubka: 20 cm (3. schod - 25 cm)



Obrázek 13 Průběh měření – chůze (fotoarchiv autora)

3.3.5 Zpracování naměřených parametrů

Naměřená data byla nejprve zpracována v programu Qualisys Track Manager, kde byly definovány jednotlivé markery a korigovány světelné artefakty, které by mohl program brát jako skutečné markery, což by mělo negativní vliv na výsledky měření. Takovýmto způsobem upravená data byla exportována do souboru .C3D.

Následně proběhlo ve Visual3D definování jednotlivých tělesných segmentů. Poté bylo možné ve Visual 3D přejít k samotnému vyhodnocení výsledků. U chůze po rovině byl předmětem výzkumu rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální i frontální rovině, rotace segmentu pánve vůči segmentu hrudníku, rozsah rotace pánve a vychýlení páteře ve frontální rovině. U chůze do schodů byly, kromě vychýlení páteře ve frontální rovině, sledovány stejné parametry. Poslední zmiňovaný parametr nebylo možné při chůzi do schodů hodnotit, protože se některé z markerů umístěných na páteři dostaly nad již zkalibrovaný prostor.

3.3.6 Statistické zpracování dat

V rámci analýzy výsledků byl u každého parametru nejprve proveden Shapiro-Wilk test normality, který měl prokázat normalitu naměřených hodnot. Pro ověření shody rozptylů všech náhodných výběrů s normálním rozložením (pacienti s FAI a kontrolní skupina) byl následně proveden F-test. Pro hodnocení rozdílu středních hodnot dvojice nezávislých náhodných výběrů s normálním rozložením (zdraví vs. nemocní) byl vybrán T-test, známý též jako Studentův t-test.

V případě, že Shapiro-Wilk test normality ukázal, že data nepocházejí z normálního rozdělení, byl k ověření hypotézy použit Mann-Whitney test.

4 VÝSLEDKY

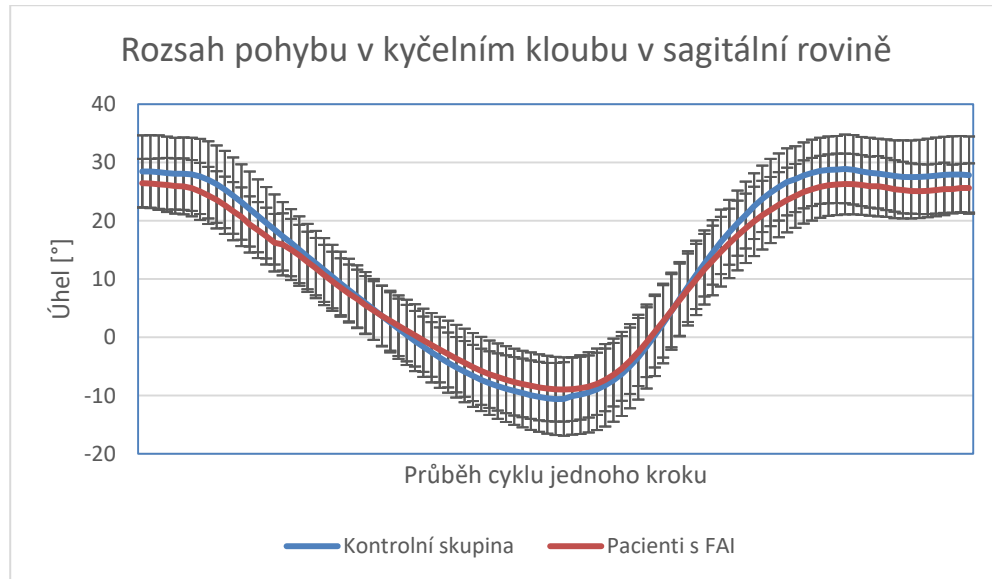
Kinematickou analýzou bylo změřeno celkem 40 probandů - 20 pacientů s FAI a 20 osob jako kontrolní skupina. U pacientů s bilaterálním FAI byla pro hodnocení vybrána končetina s menším rozsahem pohybu v kyčelním kloubu. U kontrolní skupiny byla vždy vybrána končetina s nižší střední hodnotou rozsahu hodnoceného pohybu pro celý výběrový soubor.

Ve výsledcích „n“ = počet probandů; „Mean“ = průměrná hodnota [°]; „SD“ = směrodatná odchylka, p = statistická významnost.

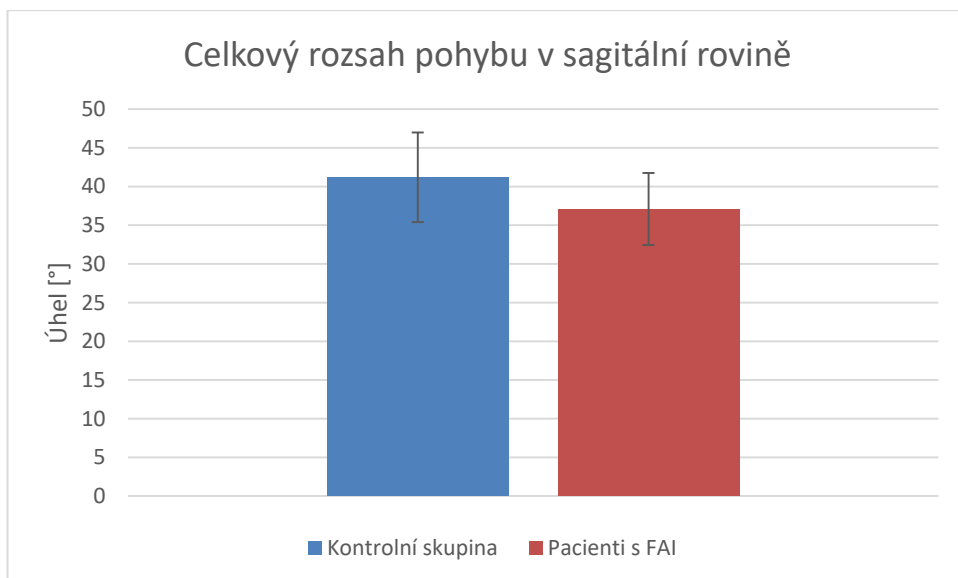
4.1 Ověření hypotéz

4.1.1 Ověření hypotézy H0 1

H0 1: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.



Graf 1 Hodnoty rozsahu pohybu z flexe do extenze v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu (Vlastní výzkum)



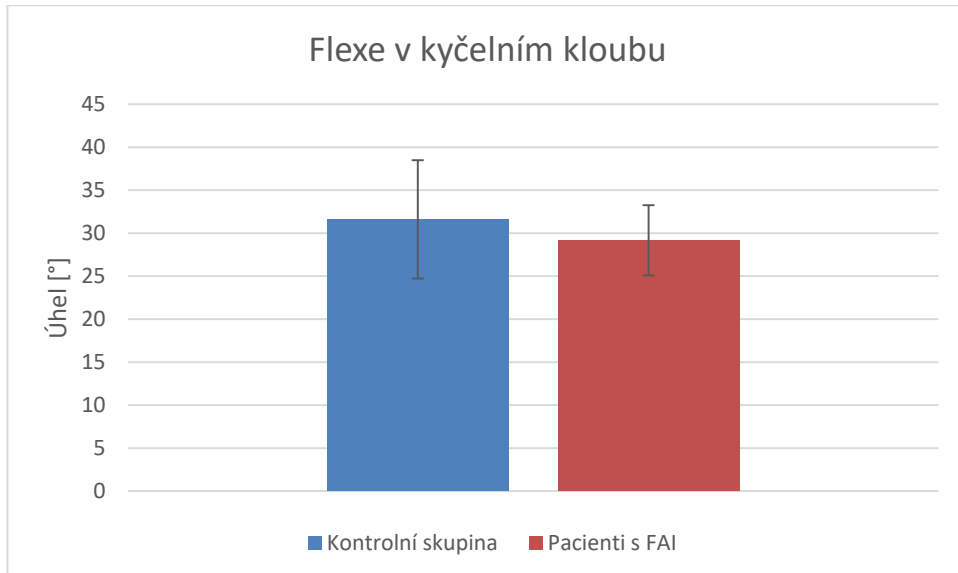
Graf 2 Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 2

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 41,195; SD = 5,791

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 37,1; SD = 4,659

Flexe v kyčelním kloubu - chůze



Graf 3 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu do flexe (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 3

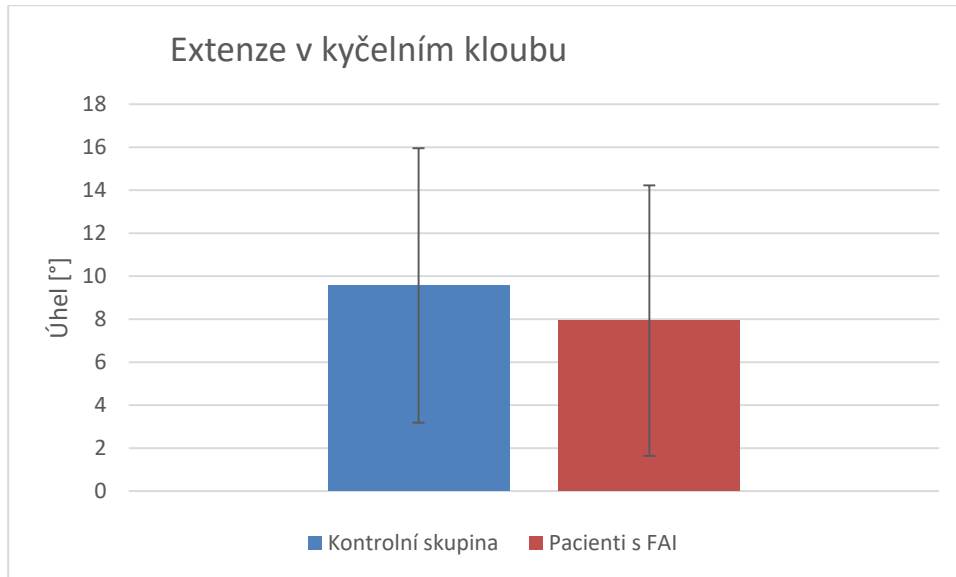
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 31,61; SD = 6,881

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 29,165; SD = 4,087

Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do flexe ($p = 0,777$).

Extenze v kyčelním kloubu - chůze



Graf 4 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu do extenze (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 4

Kontrolní skupina: $n = 20$; Mean = 9,585; SD = 6,385

Pacienti s FAI: $n = 20$; Mean = 7,935; SD = 6,385

Statistické zpracování:

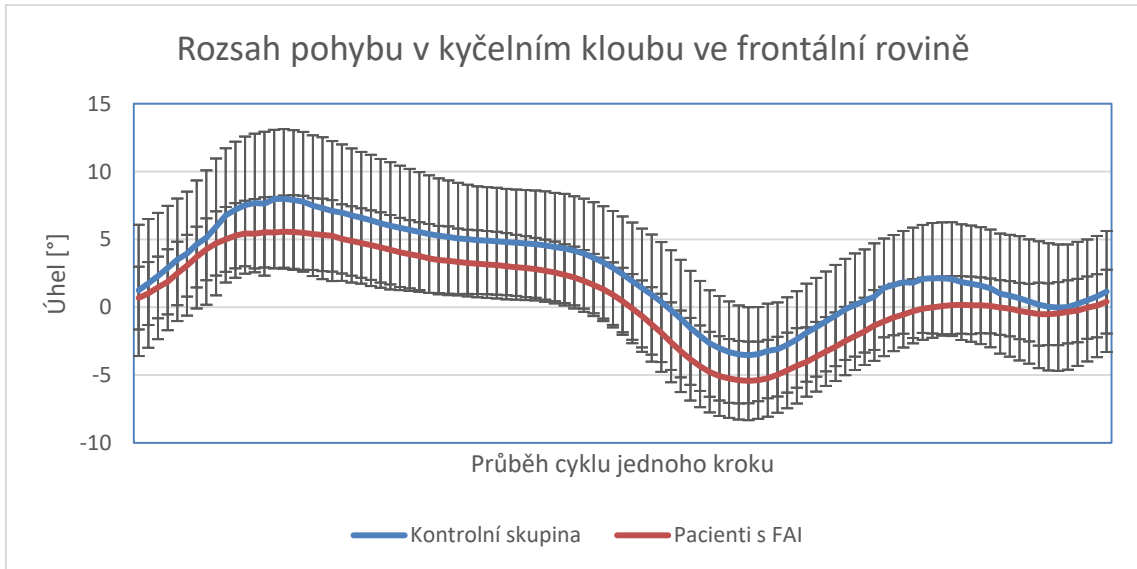
Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu extenze ($p = 0,182$).

Závěr: Ačkoli jsou hodnoty maximální flexe u skupiny s FAI v průměru o $2,445^\circ$ nižší, než u kontrolní skupiny a hodnoty maximální extenze u skupiny s FAI v průměru o $1,65^\circ$ nižší než u kontrolní skupiny, nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu do flexe ani do extenze.

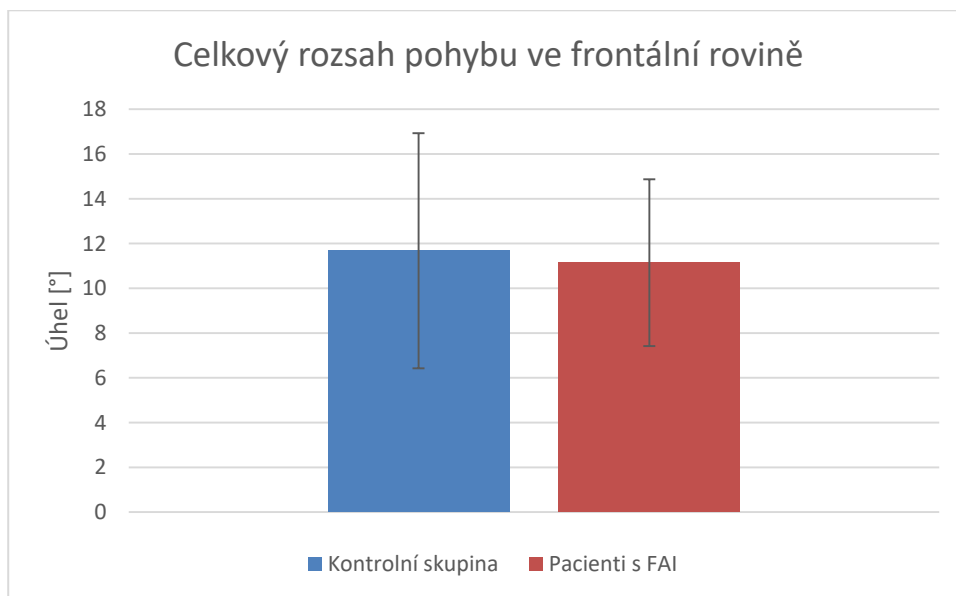
Platí nulová hypotéza H_0 1: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

4.1.2 Ověření hypotézy H0 2

H0 2: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.



Graf 5 Hodnoty rozsahu pohybu z addukce do abdukce v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu (Vlastní výzkum)



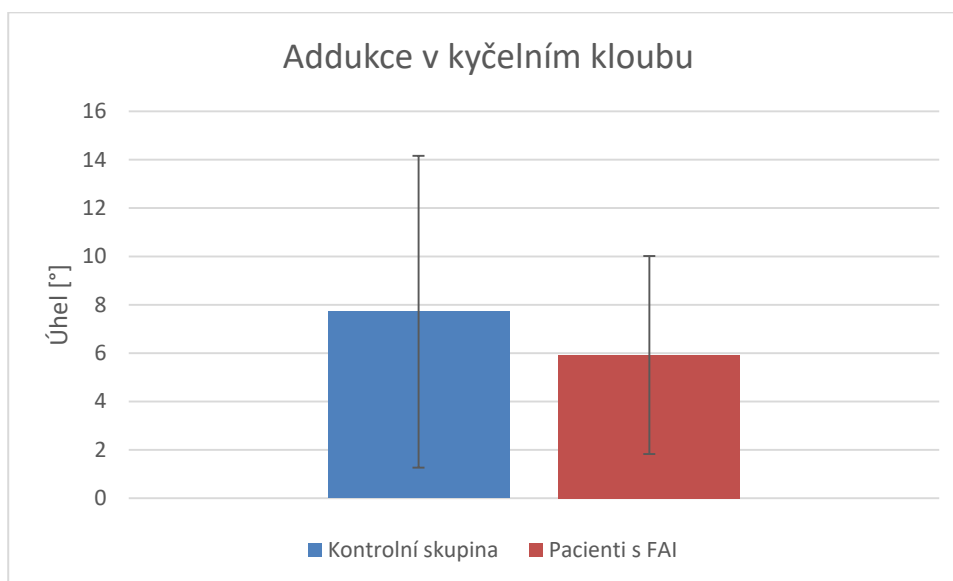
Graf 6 Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 6

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 11,675; SD = 5,253

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 11,145; SD = 3,725

Addukce v kyčelním kloubu - chůze



Graf 7 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu v kyčelním kloubu do addukce (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 7

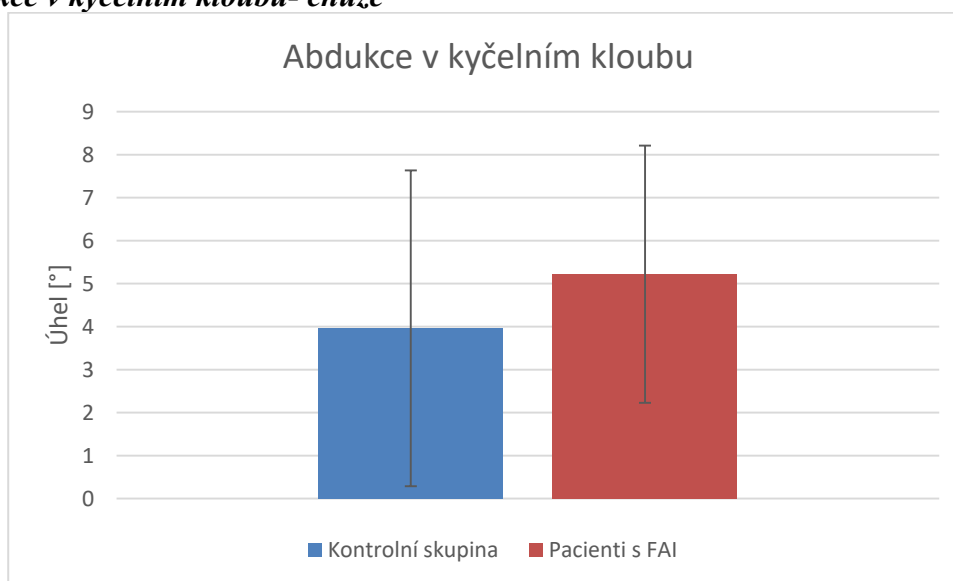
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 7,715; SD = 6,445

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 5,925; SD = 4,094

Statistické zpracování:

Data pacientů s FAI nepocházejí z normálního rozdělení - pro test shody středních hodnot dvojice nezávislých výběrových souborů byl použit Mann-Whitney test. Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do addukce ($p < 0.05$).

Abdukce v kyčelním kloubu- chůze



Graf 8 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu v kyčelním kloubu do abdukce (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 8

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 3,96; SD = 3,673

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 5,22; SD = 2,992

Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do abdukce ($p = 0,242$).

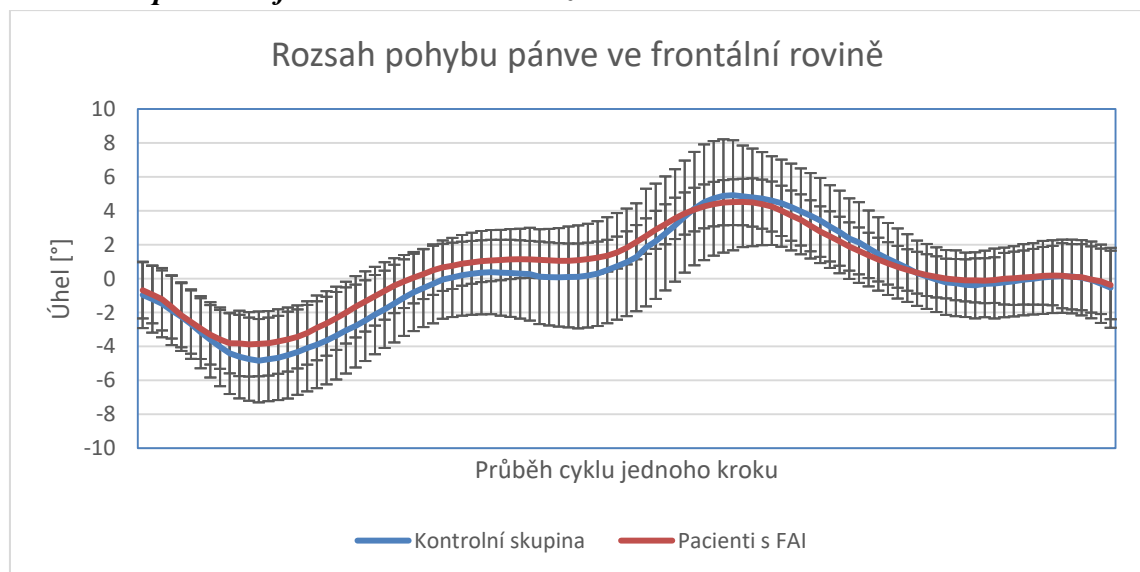
Závěr: Ačkoli jsou hodnoty maximální addukce u skupiny s FAI v průměru o $1,79^\circ$ nižší, než u kontrolní skupiny a hodnoty maximální abdukce u skupiny s FAI v průměru o $1,26^\circ$ vyšší než u kontrolní skupiny, nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu do addukce ani do abdukce.

Platí nulová hypotéza H0 2: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

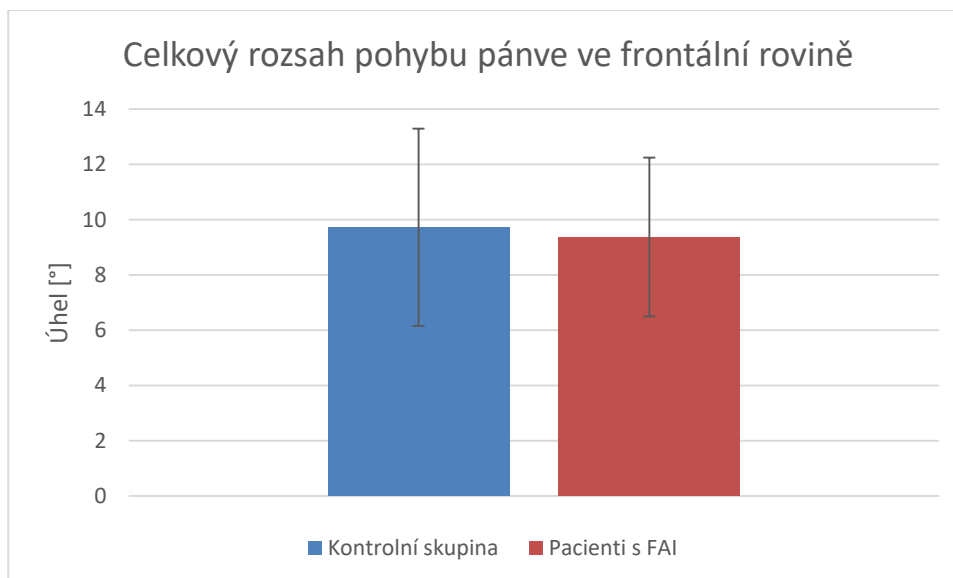
4.1.3 Ověření hypotézy H0 3

H0 3: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

Zešikmení pánve ve frontální rovině - chůze



Graf 9 Hodnoty rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině (zešikmení pánve) v průběhu krokového cyklu; kladné hodnoty – elevace pravé strany pánve; záporné hodnoty – elevace levé strany pánve (Vlastní výzkum)



Graf 10 Hodnoty celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 10

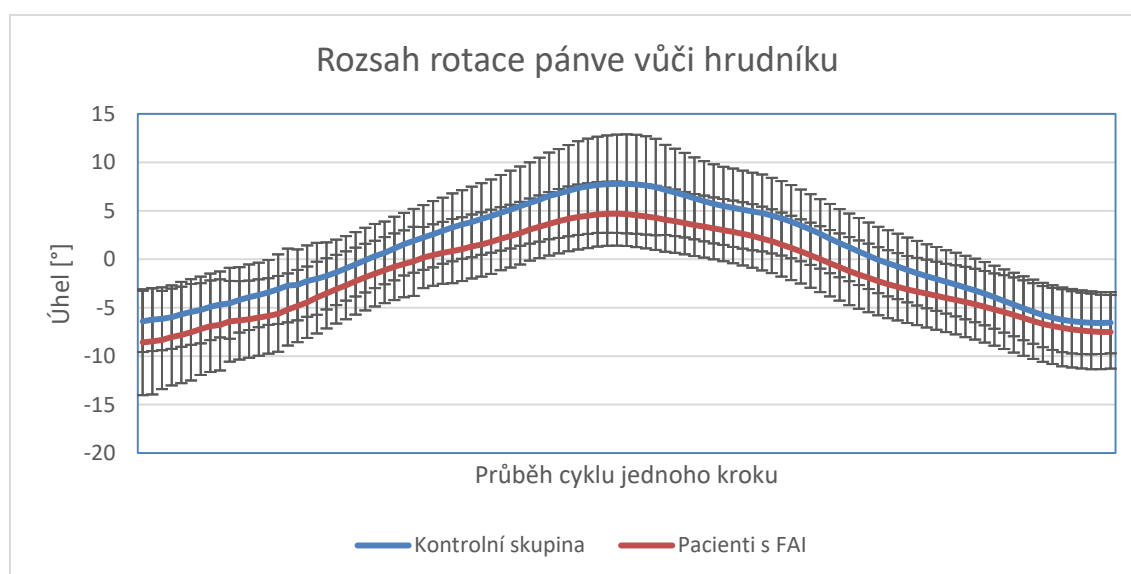
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 9,725; SD = 3,57

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 9,375; SD = 2,873

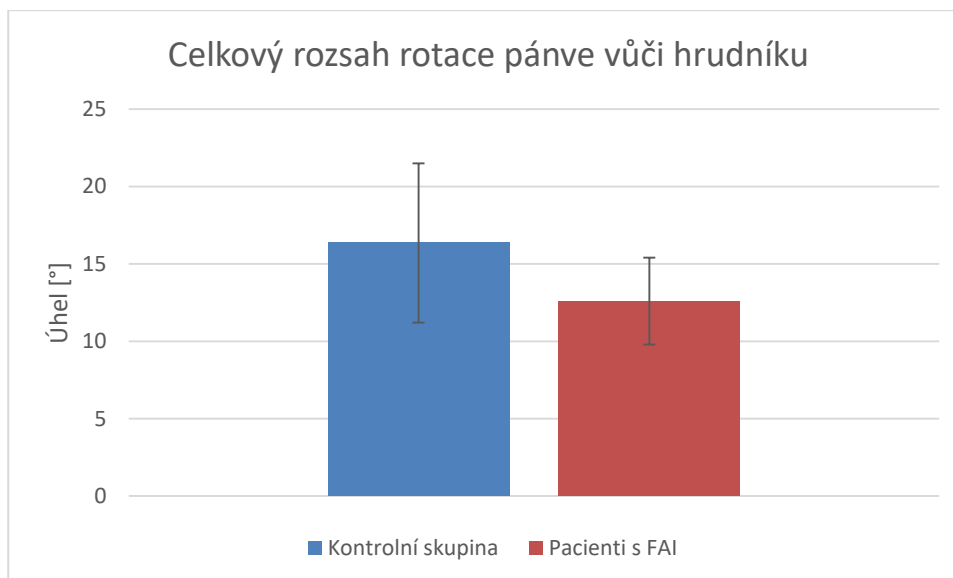
Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině ($p = 0,991$).

Rotace pánve vůči hrudníku - chůze



Graf 11 Hodnoty rozsahu pohybu pánve vůči hrudníku v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu; kladné hodnoty – rotace pánve doleva; záporné hodnoty – rotace pánve doprava (Vlastní výzkum)



Graf 12 Hodnoty celkového rozsahu rotace pánve vůči hrudníku v transverzální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 12

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 16,355; SD = 5,145

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 12,595; SD = 2,811

Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin byl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu rotace pánve vůči hrudníku v transverzální rovině ($p = 0,008$).

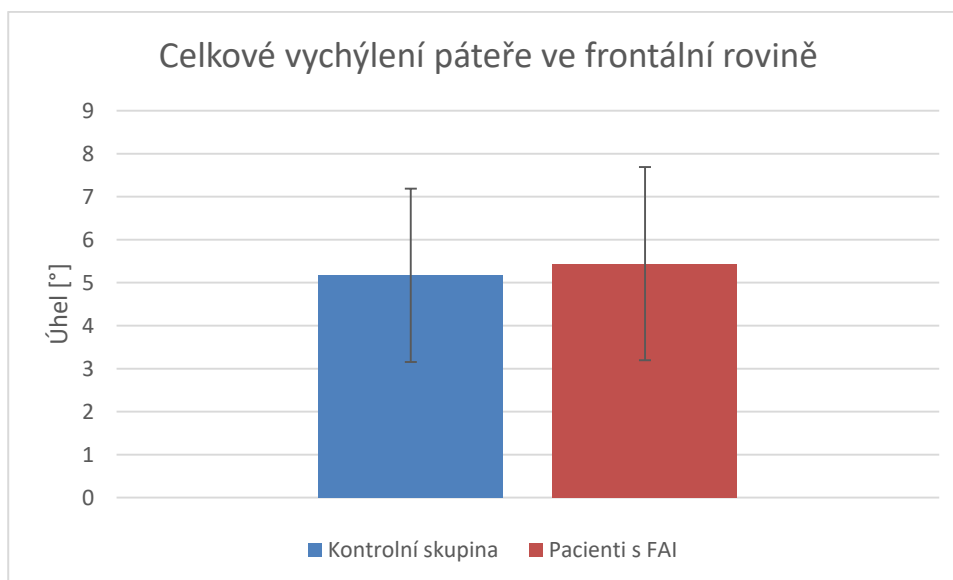
Závěr: Ačkoli byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami v rozsahu rotace pánve vůči hrudníku, parametr zešíkmení pánve ve frontální rovině se mezi oběma skupinami signifikantně neliší.

Platí nulová hypotéza H0 3: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

4.1.4 Ověření hypotézy H0 4

H0 4: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu vychýlení páteře ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

Vychýlení páteře ve frontální rovině - chůze



Graf 13 Hodnoty celkového rozsahu vychýlení páteře ve frontální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 13

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 5,171; SD = 2,015

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 5,442; SD = 2,247

Statistické zpracování:

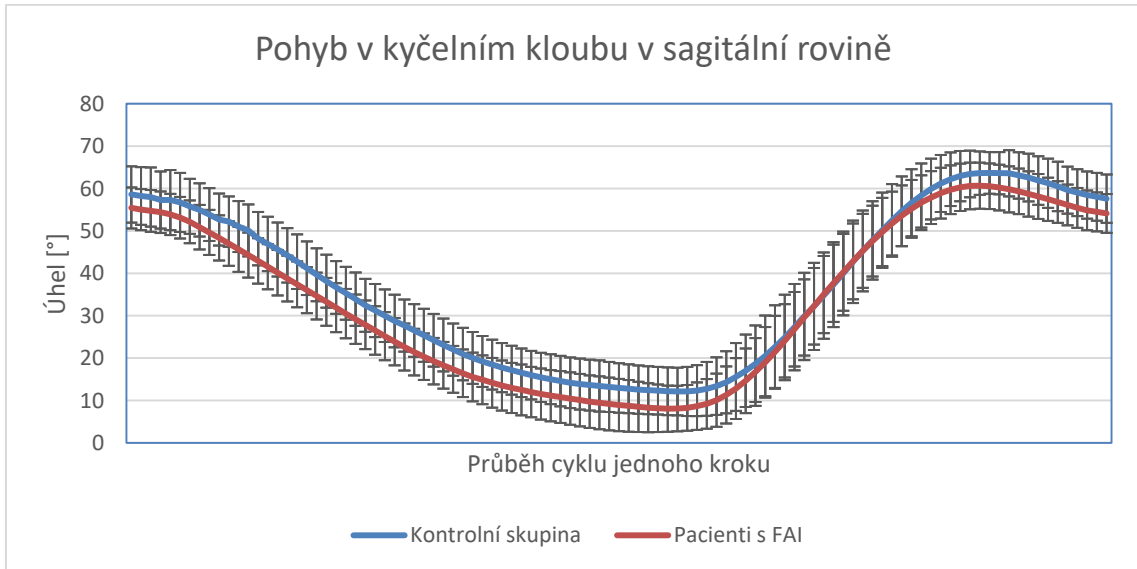
Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu vychýlení páteře ve frontální rovině ($p = 0,724$).

Závěr: Zjištěné hodnoty průměrného maximálního vychýlení páteře ve frontální rovině byly u osob s FAI a u vzorku zdravé populace prakticky totožné. Pacienti s FAI vykazovali v průměru o $0,271^\circ$ vyšší hodnoty než kontrolní skupina.

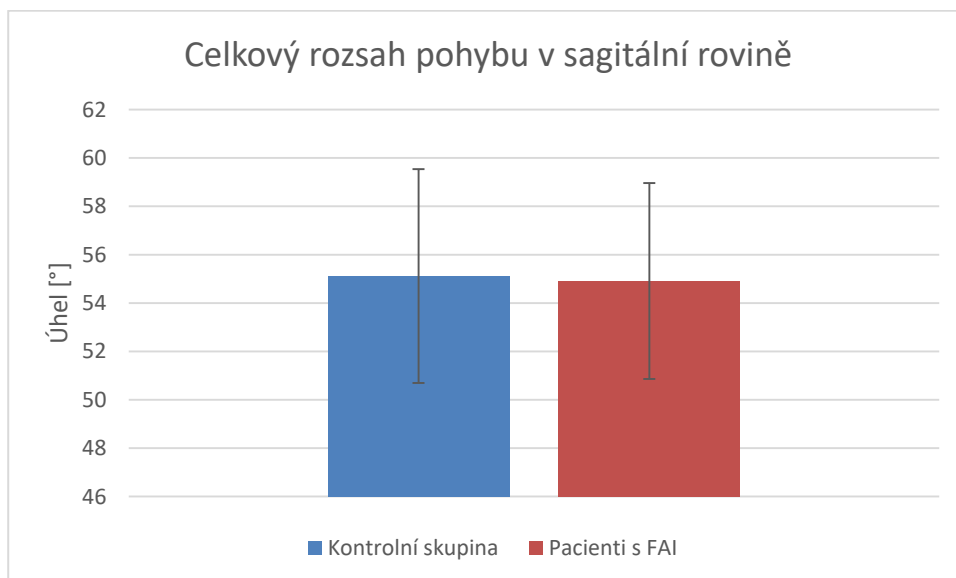
Platí nulová hypotéza H0 4: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze významně neliší v rozsahu vychýlení páteře ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

4.1.5 Ověření hypotézy H0 5

H0 5: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.



Graf 14 Hodnoty rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu; při chůzi do schodů zůstal kyčelní kloub ve flekčním postavení (Vlastní výzkum)



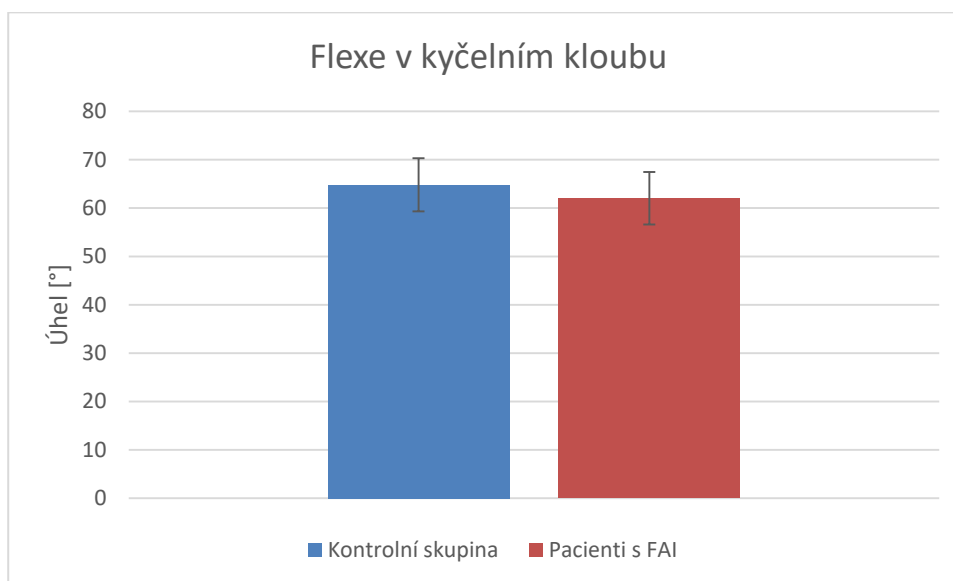
Graf 15 Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 15

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 16,355; SD = 5,145

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 12,595; SD = 2,811

Flexe v kyčelním kloubu – chůze do schodů



Graf 16 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu do flexe (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 16

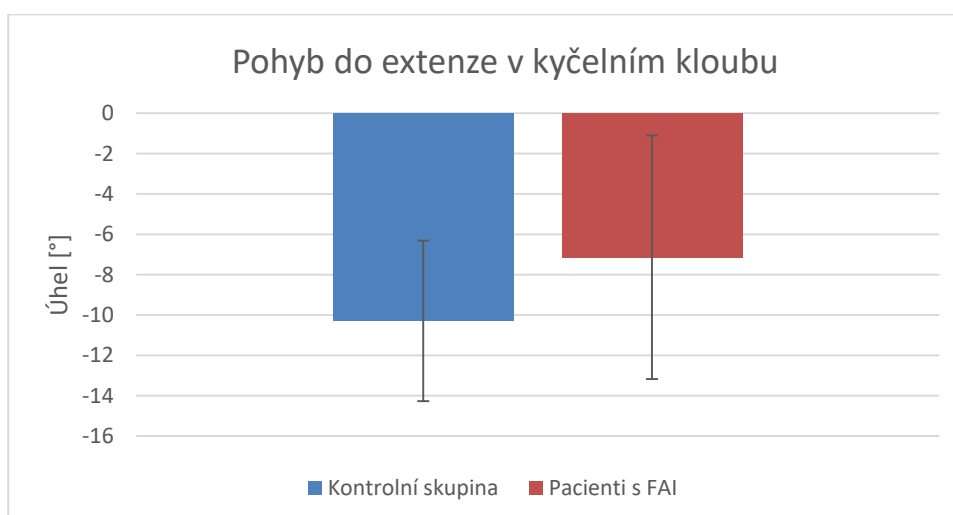
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 64,823; SD = 5,497

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 62,05; SD = 5,428

Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl u chůze do schodů prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do flexe ($p = 0,173$).

Extenze v kyčelním kloubu – chůze do schodů



Graf 17 Průměrné hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu do extenze; při chůzi do schodů zůstával kyčelní kloub ve flekčním postavení viz. záporná čísla (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 17

Kontrolní skupina: n = 20; Mean = -10,292; SD = 3,978

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = -7,139; SD = 6,034

Statistické zpracování:

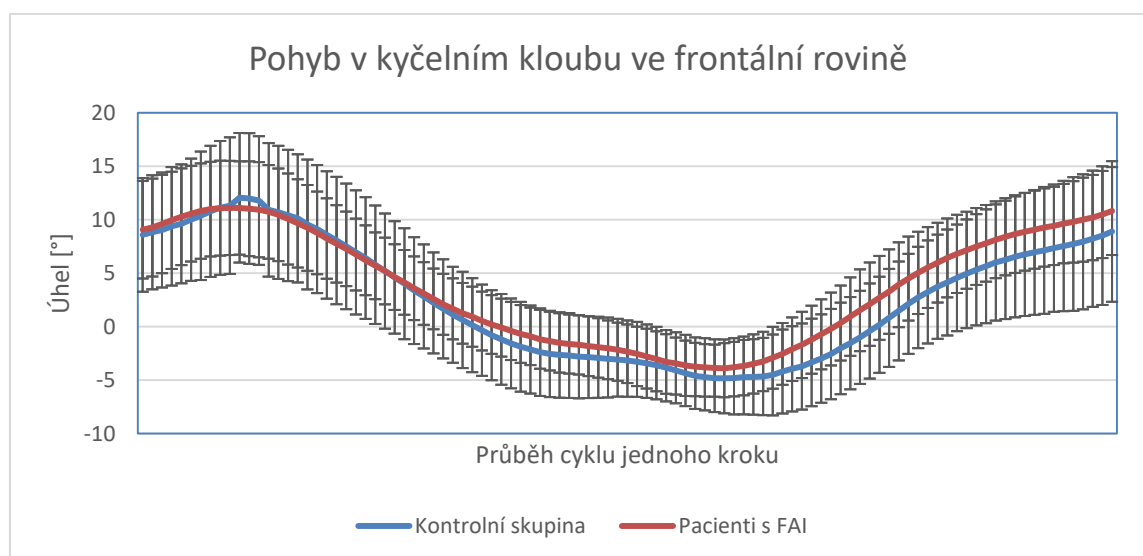
Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl u chůze do schodů prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do extenze ($p = 0,115$).

Závěr: I když se rozdíly zkoumaných hodnot blížily hladině významnosti v případě flexe i pohybu do extenze, nebyl v ani jednom případě nalezen signifikantní rozdíl. Pacienti s FAI vykazovali v průměru o $2,773^\circ$ nižší hodnoty flexe než kontrolní skupina a v pohybu do extenze za kontrolní skupinou zaostávali v průměrných hodnotách o $3,153^\circ$.

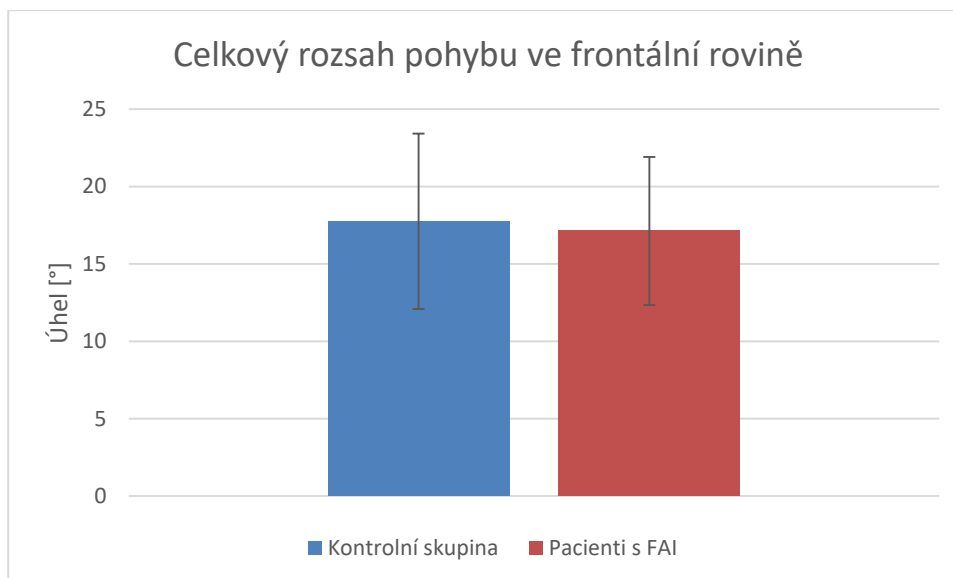
Platí nulová hypotéza H0 5: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

4.1.6 Ověření hypotézy H0 6

H0 6: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.



Graf 18 Hodnoty rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu (Vlastní výzkum)



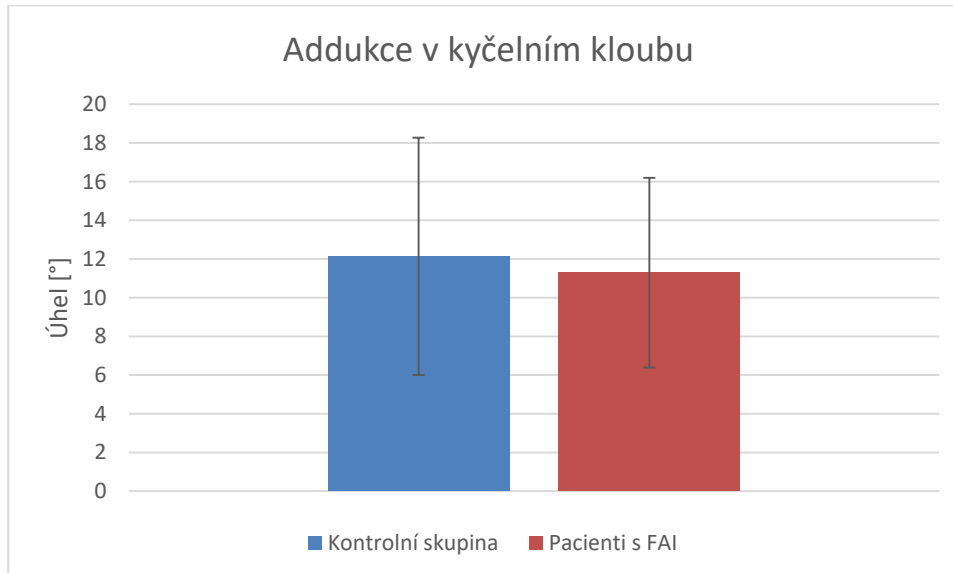
Graf 19 Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 19

Kontrolní skupina: n = 13; Mean = 17,823; SD = 5,497

Pacienti s FAI: n = 18; Mean = 17,05; SD = 5,428

Addukce v kyčelním kloubu – chůze do schodů



Graf 20 Průměrné hodnoty maximálního rozsahu pohybu kyčelního kloubu do addukce (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 20

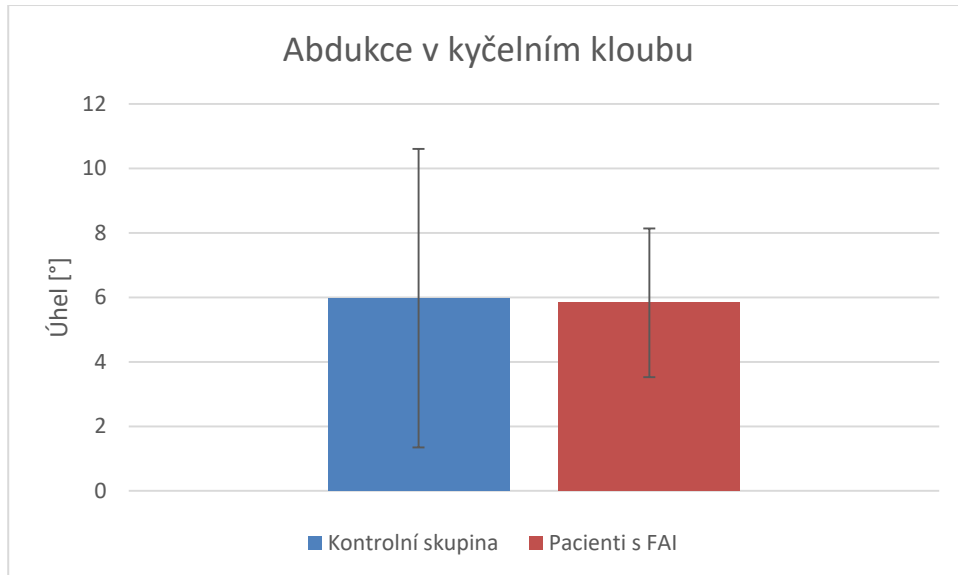
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 12,138; SD = 6,135

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 11,294; SD = 4,902

Statistické zpracování:

Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl u chůze do schodů prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do addukce ($p = 0,673$).

Abdukce v kyčelním kloubu – chůze do schodů



Graf 21 Průměrné hodnoty maximálního rozsahu pohybu kyčelního kloubu do abdukce (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 21

Kontrolní skupina: $n = 20$; Mean = 5,977; SD = 4,631

Pacienti s FAI: $n = 20$; Mean = 5,833; SD = 2,304

Statistické zpracování:

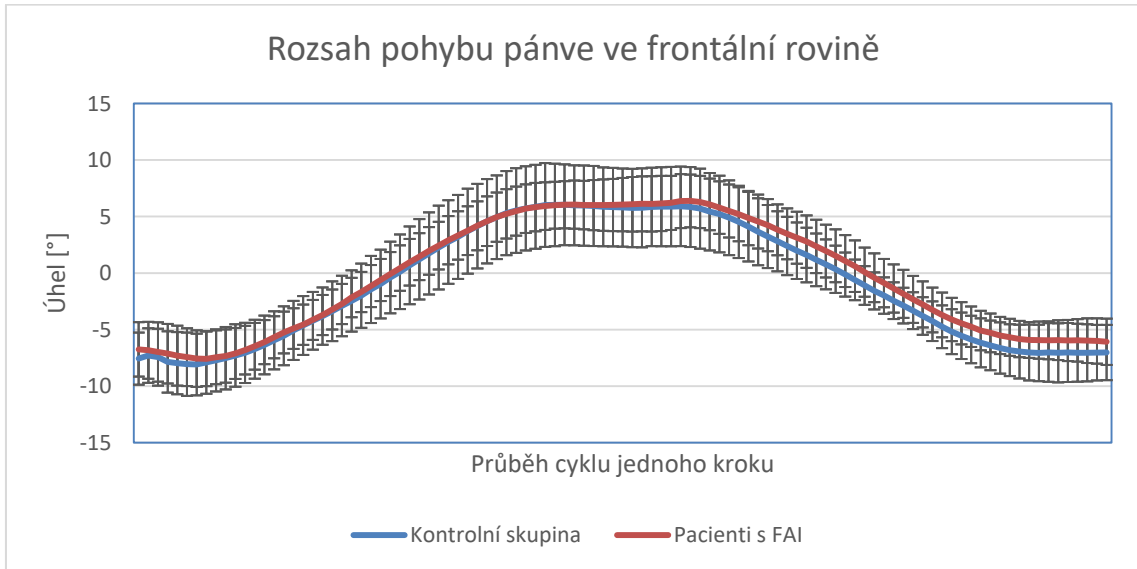
Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl u chůze do schodů prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu kyčelního kloubu do addukce ($p = 0,919$).

Závěr: Ani u jedné ze dvou zkoumaných hodnot nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi skupinou osob s FAI a vzorkem zdravé populace. Průměrné hodnoty maximální addukce byly u skupiny osob s FAI nižší pouze o $0,844^\circ$ a u abdukce tento rozdíl činil pouhých $0,144^\circ$.

Platí nulová hypotéza H_0 6: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

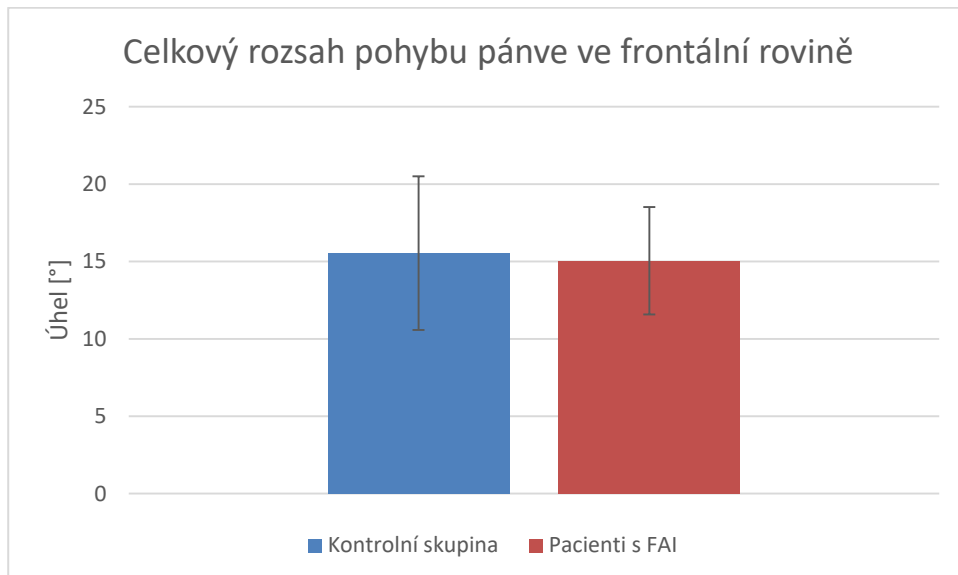
4.1.7 Ověření hypotézy H0 7

H0 7: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.



Graf 22 Hodnoty rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině (zešikmení pánve) v průběhu krokového cyklu; kladné hodnoty – elevace pravé strany pánve; záporné hodnoty – elevace levé strany pánve (Vlastní výzkum)

Zešikmení pánve ve frontální rovině – chůze do schodů



Graf 23 Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 23

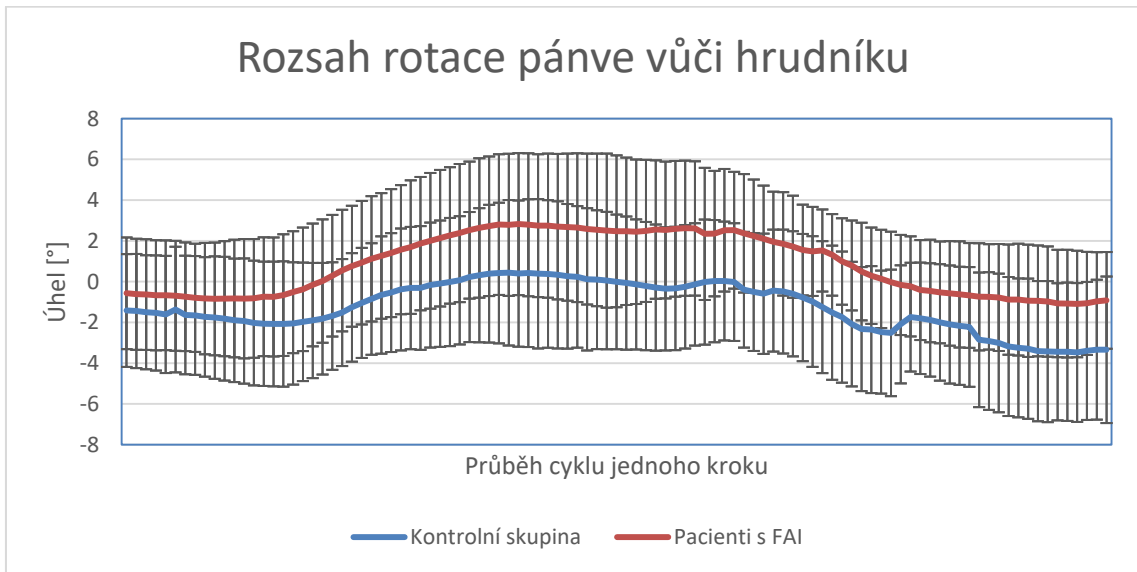
Kontrolní skupina: n = 20; Mean = 15,538; SD = 4,962

Pacienti s FAI: n = 20; Mean = 15,044; SD = 3,469

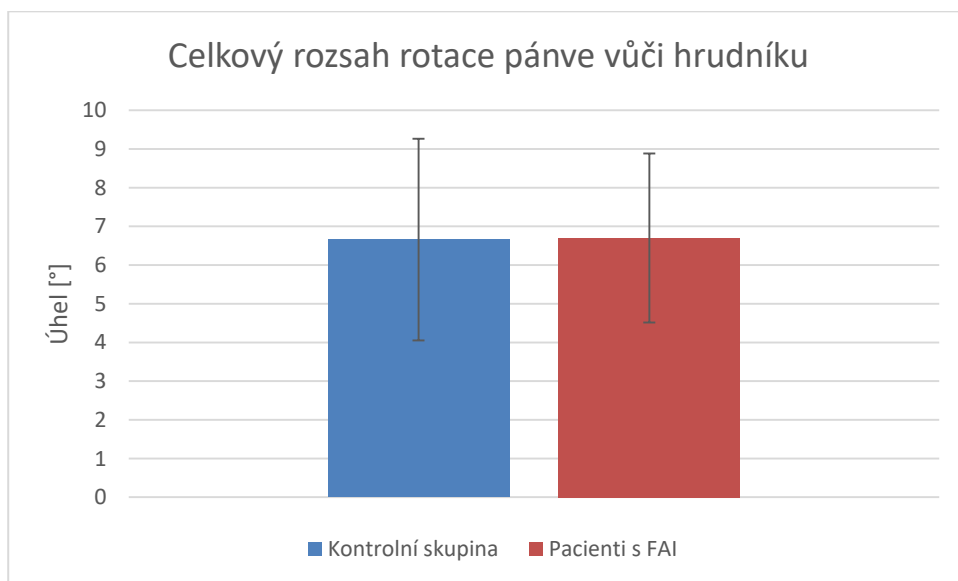
Statistické zpracování:

Data kontrolní skupiny nepocházejí z normálního rozdělení - pro test shody středních hodnot dvojice nezávislých výběrových souborů byl použit Mann-Whitney test. Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině ($p < 0.05$).

Rotace pánve vůči hrudníku – chůze do schodů



Graf 24 Hodnoty rozsahu pohybu pánve vůči hrudníku v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu; kladné hodnoty – rotace pánve doleva; záporné hodnoty – rotace pánve doprava (Vlastní výzkum)



Graf 25 Hodnoty celkového rozsahu rotace pánve vůči hrudníku v transverzální rovině (Vlastní výzkum)

Popisky ke grafu 25

Kontrolní skupina: n = 13; Mean = 6,658; SD = 2,605

Pacienti s FAI: n = 18; Mean = 6,7; SD = 2,183

Statistické zpracování:

Data skupiny osob s FAI nepocházejí z normálního rozdělení - pro test shody středních hodnot dvojice nezávislých výběrových souborů byl použit Mann-Whitney test. Mezi probandy rozdělenými do skupin nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl v rozsahu rotace pánve vůči hrudníku ($p < 0.05$).

Závěr: Ani u jedné ze dvou zkoumaných hodnot nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi skupinou osob s FAI a vzorkem zdravé populace. Průměrné hodnoty celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině byly u skupiny osob s FAI nižší pouze o $0,494^\circ$ a rotace pánve vůči hrudníku byl mezi oběma skupinami nalezen zanedbatelný rozdíl $0,042^\circ$.

Platí nulová hypotéza H0 7: Skupina osob s FAI se při hodnocení chůze do schodů významně neliší v rozsahu pohybů pánve v porovnání se skupinou zdravých jedinců kontrolní skupiny.

5 DISKUZE

Přestože je prevalence femoroacetabulárního impingement syndromu v běžné populaci některými autory udávána až okolo 15%, stále jde o relativně novou klinickou diagnózu, o které není v České republice mezi odbornou veřejností příliš velké povědomí. Popisem této problematiky se tak v českojazyčné literatuře nezabývá mnoho autorů. V roce 2016 byla u nás vydána teprve první souborná publikace, věnovaná této nozologické jednotce (Chládek, 2016). Většinu informací tak lze získat převážně ze zahraničních zdrojů.

V člancích odborných časopisů se autoři nejčastěji zaměřují na příčiny vzniku (Harris-Hayes a Royer, 2011; Ganz et al., 2003), diagnostiku pomocí zobrazovacích metod (Kaplan et al., 2010) či možnosti operační léčby a její výsledky (Peters a Erickson, 2006; Imam a Khanduja, 2011).

Shoda mezi autory panuje ve vyšší prevalenci onemocnění mezi profesionálními sportovci ve srovnání s běžnou populací. Vysoké procento výskytu FAI bylo nalezeno zejména u sportů kladoucích vysoké nároky na rozsah pohybu v kyčelních kloubech jako je hokej, americký fotbal, či bojová umění (Philippon et al., 2013; Mariconda et al., 2014; Zadpoor, 2015).

O konzervativní léčbě se v odborné literatuře dá nalézt překvapivě malé množství informací. Chládek (2016) dokonce uvádí, že i správně vedená konzervativní léčba může být v některých případech z pohledu plíživých degenerativních změn i kontraproduktivní a pouze tak odsouvá chirurgické řešení problému. Na druhou stranu, ačkoli někteří autoři udávají 10 až 32 měsíců po operačním zákroku ústup subjektivních obtíží pacientů (Rylander et al., 2011; Brisson et al., 2013), je invazivní způsob léčby stále relativně novou metodou léčby a nenalezl jsem žádnou studii, která by potvrdovala vysokou úspěšnost chirurgické intervence bez exacerbace obtíží v dlouhodobějším intervalu v řádu pěti a více let.

Současné důkazy na podporu chirurgických či konzervativních přístupů léčby FAI pro femoroacetabulární impingement jsou založeny na výzkumu s nevelkým počtem sledovaných osob a nedokonalým metodickým postupem. Žádná z těchto metod léčby nebyla srovnávána v randomizované klinické studii. To je pravděpodobně způsobeno nejen složitou metodikou, která je pro takovýto druh výzkumu nutná,

ale i časovou náročností a dalšími komplikacemi, které by s sebou výzkum nesl (Mansell et al., 2016).

Smyslem výzkumné části práce bylo pomocí kinematické analýzy zjistit, zda se signifikantně liší pohyby segmentu hrudníku, páteře, pánve a kyčelních kloubů při chůzi po rovině a chůzi do schodů u jedinců s diagnostikovaným femoroacetabulárním impingement syndromem a u zdravých jedinců.

Přestože abnormální biomechanika kyčelního kloubu s FAI pravděpodobně vyúsťuje v kinematické rozdíly při chůzi, existuje jen málo publikovaných studií, které by se u pacientů s touto diagnózou zabývaly dynamickým rozsahem pohybu či biomechanikou kyčelního kloubu při činnostech, jako je chůze (Hunt et al., 2013).

Lidská chůze je komplexní pohybová funkce, která je výsledkem složitého regulačního mechanismu a mezi jednotlivými tělesnými segmenty existují v průběhu pohybu funkčně-reciproční vztahy (Kolář, 2009). Rozdíly v biomechanice chůze mezi osobami s FAI a zdravou populací jsou však dostupnými autory zkoumány pouze ve smyslu rozsahu pohybů v kyčelním kloubu. V této práci jsme se proto zaměřili nejen na zkoumání vztahů mezi pánví a femurem, ale i na analýzu pohybů pánve vůči hrudníku. Protože nebyly v dostupné literatuře nalezeny podobné studie, které by mohly být porovnány s našimi výsledky měření těchto konkrétních parametrů, účelem naší práce bylo pouze porovnání rozdílů naměřených hodnot mezi dvěma skupinami.

Stejně tak nefigurovala v žádné z nalezených studií ani chůze do schodů. Tento pohybový model je do určité míry analogický chůzi po rovině. Protože ale zároveň klade vyšší nároky, mimo jiné i na pelvifemorální stabilizaci, jejíž funkce bývá v důsledku FAI často insuficientní, byla chůze do schodů zařazena do výzkumu taktéž.

Původním záměrem bylo pomocí kinematické analýzy zhodnotit, zda existují signifikantní rozdíly v pohybových projevech obou skupin i při lezení po čtyřech. Tento způsob lokomoce byl u všech probandů kinematickou analýzou zaznamenán. Při zpracovávání naměřených dat se však ukázalo, že reflexní markery na proc. xifoideus, obou předních spinách a mediálních kondylech femurů jsou v průběhu pohybu značnou část měření zakrývány a nebylo by možné získat potřebnou kvalitu dat pro vyhodnocení výsledků. Tento fakt jsme předpokládali u proc. xifoideus a proto, byly na každou zkoumanou osobu připevněny markery na oba laterální vrcholy angulus costae sedmého žebra. Tato místa nejsou výrobcem kinematické analýzy definována jako standardní anatomické body pro umístění markerů. Byla vybrána jako alternativní pro potřebu definice segmentu hrudníku a zároveň pomohla zpřesnit a usnadnit

i zpracování dat z měření některých parametrů chůze. Zakrývání reflexních markerů na obou předních spinách a mediálních kondylech femurů však nebylo předpokládáno. Otázkou zůstává, zda by tento problém pomohlo vyřešit například umístění dvou terapeutických lehátek za sebou do zkalibrovaného prostoru tak, aby se zkoumaný objekt pohyboval výše. Reflexní markery by tak byly blíže kamerám a byly by zabrány pod jiným úhlem.

Prvním z hodnocených parametrů při chůzi byl rozsah flexe a extenze kyčelního kloubu s referenčním segmentem pánve. U průměrného maximálního rozsahu flexe ani extenze nebyl prokázán signifikantní rozdíl, přestože že hodnoty rozsahu obou pohybů byly u skupiny s FAI nižší. Tyto rozdíly byly však pouze minimální. Průměrný maximální rozsah flexe byl u skupiny osob s FAI o $2,44^\circ$ nižší než u kontrolní skupiny a průměrný maximální rozsah extenze byl oproti vzorku zdravé populace snížen o $1,65^\circ$. Z výsledků Hunta et al. (2013), kteří zkoumali pomocí kinematické analýzy 30 jedinců se symptomatickým FAI indikovaných k chirurgickému řešení a stejný počet zdravých osob v kontrolní skupině, naopak vyplývá, že pacienti s FAI vykazují oproti zdravým jedincům signifikantní rozdíly jak v rozsahu flexe, tak i extenze v kyčelním kloubu. Fakt, že se výsledky těchto parametrů v našem výzkumu liší, může být způsoben tím, že do naší studie byli zařazeni i probandi s diagnostikovaným FAI, u kterých však nebyla podmínkou tak vysoká míra postižení, která by byla indikovaná k chirurgickému řešení. Omezený pohyb do flexe ve svém výzkumu udávají i Diamond et al. (2016). U ostatních parametrů včetně extenze však zde také nebyl oproti zdravé populaci prokázán statisticky významný rozdíl, což s našimi výsledky koreluje.

U rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině byla předmětem zkoumání addukce i abdukce. Ani v jednom z těchto parametrů nebyl v porovnání obou skupin nalezen statisticky signifikantní rozdíl. Průměrná maximální hodnota addukce kyčelního kloubu byla u osob s FAI snížena o $1,79^\circ$. Ani tento výsledek nekoreluje s výsledky studie Hunta et al. (2013), pravděpodobně ze stejných důvodů jako oba zkoumané parametry v sagitální rovině. Poměrně překvapivým zjištěním bylo nalezení, i když nesignifikantního, zvýšení průměrného maximálního rozsahu u pohybu abdukce kyčelního kloubu u pacientů s FAI oproti kontrolní skupině. Žádný z dostupných autorů ve svém výzkumu neuvádí u skupiny probandů s FAI zvýšení tohoto parametru (Hunt et al., 2013; Diamond et al., 2016; Alshameeri a Khanduja, 2014). V naší studii byla maximální abdukce kyčelního kloubu v průměru o $1,26^\circ$ vyšší.

Jedním z důvodů, proč by mohly být mírně zvýšeny tyto hodnoty u pacientů s FAI je snaha o zaujetí antalgické pozice v kyčelním kloubu v mírné abdukci a zevní rotaci s cílem předejít addukčně a vnitřně rotačnímu postavení v kyčelním kloubu, které u pacientů s diagnostikovaným FAI nezdědka provokuje bolest. Tato myšlenka ovšem nevysvětluje rozdíl ve výsledcích oproti výše zmíněným studiím. Vzhledem k tomu, že jsou námi zjištěné hodnoty většího maximálního průměrného rozsahu abdukce oproti addukci statisticky nevýznamné, s rozdílem pouhých o $1,26^\circ$, s největší pravděpodobností se tak může jednat o chybu měření.

Pohyb pánve byl sledován jak ve smyslu zešikmení ve frontální rovině, tak i rotace. Dle Koláře (2009) činí fyziologický pokles pánve během jednooporové fáze kroku na straně švihové dolní končetiny 5° oproti horizontální ose. Pro výzkum zešikmení pánve ve frontální rovině proto byla jako referenční segment použita laboratoř. Naopak v transverzální rovině byla rotace pánve hodnocena vůči hrudníku.

Mezi hodnotami maximálního průměrného zešikmení pánve ve frontální rovině nebyl u pacientů s FAI oproti kontrolní skupině zjištěn statisticky významný rozdíl. Průměrný maximální rozsah z minima do maxima se u obou skupin pohyboval v rozmezí $9,3^\circ$ až $9,7^\circ$, což při rozdělení na dvě části během krokového cyklu odpovídá zmiňovaným fyziologickým hodnotám. Rozsah pohybu a porovnání zvláště levé a pravé strany předmětem výzkumu nebyl.

Průměrný maximální rozsah pohybu pánve vůči hrudníku pacientů s FAI byl prokázán signifikantně nižší, než u skupiny zdravé populace. Rozdíl skupiny osob s FAI oproti kontrolní skupině činil $3,75^\circ$ ve prospěch vzorku zdravé populace. Statisticky významné rozdíly v rotační komponentě mezi pánví a hrudníkem zaznamenal i Lamoth et al. (2006), který se ovšem věnoval rozdílům zdravé populace oproti pacientům s vertebrogenním algickým syndromem (VAS) bederní páteře (tzv. low back pain). Jeho výsledky korelují s poznatky Coopera et al. (2007). Tato redukce je dle autorů pokusem o zvýšení stability páteře během chůze.

Osobně se přikláním k názoru, že korelace výsledků námi testovanou skupinou osob s FAI a probandy trpícími vertebrogenním algickým syndromem z nalezených studií má významnou klinickou souvislost. Přestože byla podmínka pro výběr do výzkumné skupiny osob trpících FAI absence radikulární symptomatiky, je u těchto pacientů vysoce pravděpodobný výskyt některých funkčních svalových dysbalancí, které jsou mnohdy totožné, jako u zkoumaných osob s vertebrogenním algickým syndromem.

Jako příklad lze uvést svalové dysbalance vznikající v důsledku FAI, které způsobují anteverzní postavení pánve. Ty mají negativní vliv nejen na lumbosakrální oblast, ale v první řadě zásadním způsobem ovlivňují komplexní funkci hlubokého stabilizačního systému páteře. To může mít za následek poruchy posturálně lokomočních funkcí celého trupu i končetin včetně rotability pánve vůči hrudníku (Kolář, 2009).

Posledním hodnoceným parametrem chůze byl celkový rozsah průměrné maximální výchylky páteře ve frontální rovině od segmentu Th3 do L3. Obě porovnávané skupiny dosahovaly prakticky totožných výsledků. Nebyla tak zjištěna žádná statisticky významná odchylka. Z dostupných zdrojů se žádný z autorů ve svém výzkumu tomuto parametru nevěnoval, a tak nelze výsledky porovnat s již proběhlými studiemi.

Sledované parametry pohybového modelu chůze do schodů byly totožné s parametry hodnocenými u chůze po rovině. Jediným rozdílem byla absence zjišťování rozsahu průměrné maximální výchylky páteře ve frontální rovině. Tento pohyb nebylo možné při chůzi do schodů hodnotit, protože se některé z markerů umístěných na páteři dostaly nad zkalibrovaný prostor.

Při hodnocení sledovaných pohybů nebyl prokázán statisticky významný rozdíl ani u jednoho ze zkoumaných parametrů. Vzhledem k absenci dalších studií, které by sledovaly chůzi do schodů obdobných, ale i rozdílných parametrů, nelze námi zjištěné hodnoty korelovat s výsledky jiných prací.

Nabízí se otázka, zda a jakým způsobem by ovlivnilo výsledky využití schodů s jinými rozměry, konkrétně s větší výškou jednotlivých schodů i jejich větší vzdáleností od sebe. K výstupu na vyšší schod, než jaký mělo námi užitě schodiště, by bylo nutné v kyčelním kloubu vykonat větší flexi a při delší vzdálenosti schodů i větší extenzi. S tím spojené vyšší nároky na pelvifemorální stabilizaci by u osob s FAI mohly vyvolat nefyziologické kompenzační nálezy ve sledovaných parametrech rozsahů pohybu v kyčelním kloubu a pánve.

Konkrétní parametry schodů použitých při výzkumu však byly zvoleny ze dvou důvodů. Prvním z nich byly omezené možnosti laboratoře vy smyslu velikosti a zejména pak výšky kalibrovatelného prostoru. Druhým důvodem byla snaha simulovat pohyb po schodech „běžných“ rozměrů, jaké nalezneme na většině schodišť například

v patrových domech a ozřejmit tak, zda i při výstupu do takových schodů vykazují pacienti s FAI abnormální pohybové výchylky.

Kromě již zmíněných důvodů, které by mohly objasnit vysoký počet zjištěných nesignifikantních rozdílů ve zkoumaných parametrech chůze osob s FAI a zdravé populace, nabízí další možné vysvětlení ve své studii Brisson et al. (2013). Ten zkoumal deset pacientů s FAI pouze typu Cam před operací a následně 10 až 32 měsíců po chirurgickém zákroku. Po operativním odstranění FAI nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl v rozsahu pohybů kyčelního kloubu v sagitální ani ve frontální rovině, ačkoli pacienti udávali subjektivní snížení obtíží.

Tento fakt podněcuje k úvaze, zda měli pacienti ještě před operací vlivem FAI skutečně patologicky pozměněné aktivní pohyby v kyčelním kloubu při chůzi. Pokud by jejich biomechanika chůze před chirurgickou intervencí odpovídala fyziologickým parametrům, nemohlo by po odstranění FAI dojít ke korekci pohybových projevů blíže k normálním hodnotám. V naší studii výraznou měrou také převažovaly osoby s FAI typu Cam (16 osob s typem Cam, 1 osoba s typem Pincer a 3 osoby se smíšeným typem), stejně jako tomu bylo i v případě Brissona et al. (2013). Alshameeri a Khanduja (2014) uvažují nad tím, že právě typ FAI může mít vliv na rozdílné výsledky autorů, kteří zkoumali rozsah pohybu kyčelního kloubu před a po chirurgickém odstranění FAI.

Výsledky studií zabývající se biomechanickými rozdíly chůze u pacientů s FAI oproti zdravé populaci jsou poměrně nejednotné a nalezneme jich pouze omezený počet. Diamond et al. (2016) se domnívá, že hlouběji do povahy biomechanických vad pohybového aparátu u pacientů s FAI by bylo možné nahlédnout zkoumáním dalších a složitějších pohybových úkonů. Realizace této myšlenky by však dle mého názoru nemusela nutně znamenat úspěch na poli poznatků o biomechanických odchylkách pohybových projevů pacientů s FAI. V případě, že jsou i výsledky studií zabývajících se jednoduššími pohybovými úkony, než jaké má na mysli Diamond et al. (2016) poměrně nesourodé, mohly by práce, hodnotící pohyby složitější, vykazovat hodnoty ještě nejednotnější.

Limity práce

Existuje několik vlivů, které mohly mít vliv na konečné výsledky práce. Jedním z nich jsou markery, jejichž posun při pohybu těla mohl mít zkreslující vliv. U zkoumané osoby, která se při vyšetření více potila, některé markery opakovaně odpadávaly a musely být na tělo znovu přidělávány, což mohlo některé parametry ovlivnit. Každý marker by měl být vždy zhruba po třech měsících používání nahrazen za nový. Vzhledem k velmi vysoké ceně markerů a finančních možnostech pracoviště je však jejich obměna v takových periodách nemožná. Díky tomu však může docházet k vyššímu výskytu nepřesností při výpočtech souřadnic markeru při zaznamenávání pohybu. To je pak dále nutné manuálně opravit, což je velmi časově náročné a hraje zde roli i lidský faktor.

K ovlivnění výsledků mohla přispět i psychická zátěž probandů, kteří museli dané pohyby vykonávat v neznámém prostředí ve spodním prádle. Vysoká míra soustředění při testování přirozenému provedení zkoumaných pohybů také příliš nesvědčila. Na spontánnosti chůze jedincům ubíraly i markery upevněné na mediálních epikondylech femuru a mediálních kotnících. U některých probandů tyto markery během chůze při vzájemném kontaktu odpadávaly. Nevýhodou může být i fakt, že studie nebyla zaslepená.

Nezanedbatelným limitem byla vysoká časová náročnost měření i zpracování výsledků v programech Qualisys track manager a Visual3D. Kalibrace prostoru, klinické vyšetření pacienta, nalepení markerů a samotné měření vždy trvalo okolo jedné a půl hodiny. Následné softwarové zpracování naměřených dat jednoho probanda pak zabralo okolo třech hodin, což při počtu celkem čtyřiceti změřených a vyhodnocených osob znamená značně vysokou časovou zátěž. Sběr dat komplikovala i vytíženost laboratoře, která znesnadňovala koordinaci zkoumaných osob.

ZÁVĚR

Smyslem této diplomové práce bylo pomocí kinematické analýzy získat potřebné informace ke zhodnocení rozdílů biomechaniky chůze a chůze do schodů mezi osobami s diagnózou femoroacetabulárního impingement syndromu a zdravých jedinců. Po detailní analýze vybraných parametrů u zmíněných pohybů a porovnání výsledků mezi oběma skupinami jsme dospěli k následujícím závěrům.

Při analýze chůze byly mezi oběma skupinami nalezeny rozdíly úhlového vychýlení pánve vůči hrudníku, kdy jedinci s FAI vykazovali signifikantně nižší rozsah pohybu oproti vzorku zdravé populace. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině do flexe i extenze byl u pacientů s FAI snížen taktéž, obě zjištěné hodnoty se však pohybovaly pod hranicí statistické významnosti. Stejně tak tomu bylo u pohybů kyčelního kloubu ve frontální rovině do addukce a u zešíkvení pánve. Rozsah abdukce v kyčelním kloubu a hodnoty vychýlení osy páteře ve frontální rovině vykazovali pacienti s FAI nesignifikantně vyšší.

Rozbor chůze do schodů neprokázal statisticky významné rozdíly mezi oběma skupinami v žádném ze zkoumaných parametrů. Nejvíce se hladině statistické významnosti přiblížil rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině. Ostatní sledované parametry byly u obou skupin prakticky totožné.

Námi zjištěnými výsledky nelze potvrdit, že by při chůzi a chůzi do schodů u pacientů s FAI docházelo k významnějším biomechanickým odchylkám v kyčelním kloubu od fyziologických hodnot. Z rozdílných hodnot rotace pánve vůči hrudníku oproti zdravé populaci však lze usuzovat o vlivu FAI na hluboký stabilizační systém páteře. Tuto myšlenku by bylo vhodné podpořit dalšími studiemi zaměřenými na tuto problematiku.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALLEN, D., P. E. BEAULÉ, O. RAMADAN a S. DOUCETTE, 2009. Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *Bone & Joint Journal* [online]. 1. 5., **91-B(5)**, 589–594. ISSN 2049-4394, 2049-4408. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.91B5.22028

ALSHAMEERI, Zeiad a Vikas KHANDUJA, 2014. The effect of femoro-acetabular impingement on the kinematics and kinetics of the hip joint. *International Orthopaedics* [online]. 8., **38(8)**, 1615–1620. ISSN 1432-5195. Dostupné z: doi:10.1007/s00264-014-2302-5

ANDRIACCHI, T. P. a E. J. ALEXANDER, 2000. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*. 10., **33(10)**, 1217–1224. ISSN 0021-9290.

BERNACIKOVÁ, Martina, Miriam KALICHOVÁ a Lenka BERÁNKOVÁ, 2010. *Základy sportovní kineziologie | Fakulta sportovních studií* [online] [vid. 2017-04-06]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>

BRISSON, Nicholas, Mario LAMONTAGNE, Matthew J. KENNEDY a Paul E. BEAULÉ, 2013. The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics. *Gait & Posture* [online]. 2., **37(2)**, 258–263. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.07.016

BYRD, J. W. Thomas, 2010. Femoroacetabular impingement in athletes, part 1: cause and assessment. *Sports Health* [online]. 7., **2(4)**, 321–333. ISSN 1941-7381. Dostupné z: doi:10.1177/1941738110368392

CAPPOZZO, A., F. CATANI, A. LEARDINI, M. G. BENEDETTI a U. Della CROCE, 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 3., **11(2)**, 90–100. ISSN 1879-1271.

COOPER, Kay, Blair H. SMITH a Elizabeth HANCOCK, 2007. The Effect of Chronic Low Back Pain on Three-Dimensional Pelvic and Spinal Kinematics During Overground Walking. In: *6th Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain* [online]. Dostupné

z: http://www.somatics.de/WCLBP/Barcelona/Cooper_Effect%20of%20Chronic%20LBP%20on%203D%20Pelvic%20and%20Spinal%20Kinematics.pdf

DE SILVA, Viran, Michael SWAIN, Carolyn BRODERICK a Damien MCKAY, 2016. Does high level youth sports participation increase the risk of femoroacetabular impingement? A review of the current literature. *Pediatric Rheumatology Online Journal* [online]. 11. 3., **14**(1), 16. ISSN 1546-0096. Dostupné z: doi:10.1186/s12969-016-0077-5

DIAMOND, Laura E., Tim V. WRIGLEY, Kim L. BENNELL, Rana S. HINMAN, John O'DONNELL a Paul W. HODGES, 2016. Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait & Posture* [online]. 1., **43**, 198–203. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.09.023

DUYSENS, J a VAN DE CROMMERT, 1998. Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait & Posture*. 1. 3., **7**(2), 131–141. ISSN 1879-2219.

EMARA, Khaled, Wail SAMIR, El Hausain MOTASEM a Khaled Abd El GHAFAR, 2011. Conservative treatment for mild femoroacetabular impingement. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)* [online]. 4., **19**(1), 41–45. ISSN 2309-4990. Dostupné z: doi:10.1177/230949901101900109

EMARY, Peter, 2010. Femoroacetabular impingement syndrome: a narrative review for the chiropractor. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 9., **54**(3), 164–176. ISSN 1715-6181.

GAGE, James R. a Barry S. RUSSMAN, 1991. *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Oxford; New York: Mac Keith Press. ISBN 978-0-521-41277-3.

GANZ, Reinhold, Javad PARVIZI, Martin BECK, Michael LEUNIG, Hubert NÖTZLI a Klaus A. SIEBENROCK, 2003. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 12., (417), 112–120. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/01.blo.0000096804.78689.c2

GERHARDT, Michael B., Alex A. ROMERO, Holly Jacinda SILVERS, David J. HARRIS, Diane WATANABE a Bert R. MANDELBAUM, 2012. The prevalence of radiographic hip abnormalities in elite soccer players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 3., 40(3), 584–588. ISSN 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546511432711

GROSS, Jeffrey M., Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK, 2005. *Vyšetření pohybového aparátu* [online]. Vyd. 1. Praha: Triton [vid. 2017-04-06]. ISBN 80-7254-720-8. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/link/MED00121307>

HAGHPANAH, Seyyed Arash, Farzam FARAHMAND a Hassan ZOHOOR, 2017. Modular neuromuscular control of human locomotion by central pattern generator. *Journal of Biomechanics* [online]. 28. 2., 53, 154–162. ISSN 1873-2380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2017.01.020

HARRIS, Gerald F. a Peter A. SMITH, 1996. *Human Motion Analysis: Current Applications and Future Directions*. B.m.: IEEE. ISBN 978-0-7803-1111-4.

HARRIS-HAYES, Marcie a Nathaniel K. ROYER, 2011. Relationship of acetabular dysplasia and femoroacetabular impingement to hip osteoarthritis: a focused review. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation* [online]. 11., 3(11), 1055–1067.e1. ISSN 1934-1563. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2011.08.533

HUNT, Michael A., Jerrad R. GUENTHER, Jerrad R. GUNETHER a Michael K. GILBART, 2013. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* [online]. 6., 28(5), 519–523. ISSN 1879-1271. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.05.002

CHLÁDEK, P. a T. TRČ, 2007. [Femoroacetabular impingement syndrome--pre-arthritis of the hip]. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*. 10., 74(5), 354–358. ISSN 0001-5415.

CHLÁDEK, Petr, 2016. *Femoroacetabulární impingement syndrom*. První vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-251-0.

CHONG, Sook-Yee, Beate DOROW, Ellankavi RAMASAMY, Florian DENNERLEIN a Oliver RÖEHRLE, 2015. The use of collision detection to infer multi-camera calibration quality. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. **3**, 65. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2015.00065

IMAM, Samirul a Vikas KHANDUJA, 2011. Current concepts in the diagnosis and management of femoroacetabular impingement. *International Orthopaedics* [online]. 10., **35**(10), 1427–1435. ISSN 1432-5195. Dostupné z: doi:10.1007/s00264-011-1278-7

JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA, 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*. B.m.: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-0930-6.

JOHNSON, Adam C., Mark A. SHAMAN a Thomas G. RYAN, 2012. Femoroacetabular impingement in former high-level youth soccer players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 6., **40**(6), 1342–1346. ISSN 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546512439287

KALBERER, Fabian, Rafael J. SIERRA, Sanjeev S. MADAN, Reinhold GANZ a Michael LEUNIG, 2008. Ischial spine projection into the pelvis: a new sign for acetabular retroversion. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 3., **466**(3), 677–683. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-007-0058-6

KAPLAN, Kevin M., Mehul R. SHAH a Thomas YOUM, 2010. Femoroacetabular impingement--diagnosis and treatment. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*. **68**(2), 70–75. ISSN 1936-9727.

KARLSSON, Dan a Roy TRANBERG, 1999. On skin movement artefact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. *Human Movement Science* [online]. **18**(5), 627–635. ISSN 0167-9457. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-9457(99)00025-1

KASSARJIAN, Ara, Mélanie BRISSON a William E. PALMER, 2007. Femoroacetabular impingement. *European Journal of Radiology* [online]. 1. 7., **63**(1), 29–35. ISSN 0720-048X, 1872-7727. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2007.03.020

KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUČERA, Miroslav a Ivan DYLEVSKÝ, 1999. *Sportovní medicína* [online] [vid. 2017-04-06]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/link/MED00058975>

LAHNER, Matthias, Philipp Alexander WALTER, Christoph VON SCHULZE PELLENGAHR, Marco HAGEN, Lars Victor VON ENGELHARDT a Carsten LUKAS, 2014. Comparative study of the femoroacetabular impingement (FAI) prevalence in male semiprofessional and amateur soccer players. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. 8., **134**(8), 1135–1141. ISSN 1434-3916. Dostupné z: [doi:10.1007/s00402-014-2008-6](https://doi.org/10.1007/s00402-014-2008-6)

LAMOTH, Claudine J. C., Onno G. MEIJER, Andreas DAFFERTSHOFER, Paul I. J. M. WUISMAN a Peter J. BEEK, 2006. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal* [online]. 2., **15**(1), 23–40. ISSN 0940-6719. Dostupné z: [doi:10.1007/s00586-004-0825-y](https://doi.org/10.1007/s00586-004-0825-y)

LEUNIG, Michael, Paul E. BEAULÉ a Reinhold GANZ, 2009. The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 3., **467**(3), 616–622. ISSN 1528-1132. Dostupné z: [doi:10.1007/s11999-008-0646-0](https://doi.org/10.1007/s11999-008-0646-0)

LEWIT, Karel, 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přepracované vydání. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně. ISBN 80-86645-04-5.

MANSELL, Nancy S., Daniel I. RHON, Bryant G. MARCHANT, John M. SLEVIN a John L. MEYER, 2016. Two-year outcomes after arthroscopic surgery compared to physical therapy for femoroacetabular impingement: A protocol for a randomized clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 4. 2., **17** [vid. 2017-04-29]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: [doi:10.1186/s12891-016-0914-1](https://doi.org/10.1186/s12891-016-0914-1)

MARICONDA, Massimo, Andrea COZZOLINO, Francesco DI PIETTO, Manuel RIBAS, Vittorio BELLOTTI a Alessandra SOLDATI, 2014. Radiographic findings of femoroacetabular impingement in capoeira players. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* [online]. 4., **22**(4), 874–881. ISSN 1433-7347. Dostupné z: [doi:10.1007/s00167-014-2850-7](https://doi.org/10.1007/s00167-014-2850-7)

MICHAUD, Thomas C., 1997. *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. 2 edition. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN 978-0-683-05974-8.

MÜNDERMANN, Anne, Chris O. DYRBY, Debra E. HURWITZ, Leena SHARMA a Thomas P. ANDRIACCHI, 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis and Rheumatism* [online]. 4., **50**(4), 1172–1178. ISSN 0004-3591. Dostupné z: doi:10.1002/art.20132

MÜNDERMANN, Lars, Stefano CORAZZA a Thomas P. ANDRIACCHI, 2006. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [online]. 15. 3., **3**, 6. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-6

NEUMANN, Donald A., 2009. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation, 2e*. 2 edition. St. Louis, Mo: Mosby. ISBN 978-0-323-03989-5.

NORRIS, Christopher M., 2011. *Managing Sports Injuries: a guide for students and clinicians, 4e*. 4 edition. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-3473-2.

PERRY, Bill Schoneberger Jacquelin, 1992. *By Jacquelin Perry - Gait Analysis: Normal and Pathological Function: 1st (first) Edition*. 1st vyd. Thorofare, NJ: SLACK, Incorporated.

PETERS, Christopher L. a Jill A. ERICKSON, 2006. Treatment of femoro-acetabular impingement with surgical dislocation and débridement in young adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* [online]. 8., **88**(8), 1735–1741. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.E.00514

PHILIPPON, Marc J., Charles P. HO, Karen K. BRIGGS, Justin STULL a Robert F. LAPRADE, 2013. Prevalence of increased alpha angles as a measure of cam-type femoroacetabular impingement in youth ice hockey players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 6., **41**(6), 1357–1362. ISSN 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546513483448

PHILIPPON, Marc J., R. Brian MAXWELL, Todd L. JOHNSTON, Mara SCHENKER a Karen K. BRIGGS, 2007. Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* [online]. 8., **15**(8), 1041–1047. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-007-0348-2

PODĚBRADSKÝ, Jiří, 2009. *Fyzikální terapie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s. ISBN 978-80-247-2899-5.

QUALISYS, 2013. *Qualisys | Motion Capture Systems* [online] [vid. 2017-04-06]. Dostupné z: <http://www.qualisys.com/>

ROYO SÁNCHEZ, Ana Cristina, Juan José AGUILAR MARTÍN a Jorge SANTOLARIA MAZO, 2014. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 12., **136**(12), 124502. ISSN 1528-8951. Dostupné z: doi:10.1115/1.4028523

RYBAK, Ilya A., Dmitry G. IVASHKO, Boris I. PRILUTSKY, M. Anthony LEWIS a John K. CHAPIN, 2002. Modeling Neural Control of Locomotion: Integration of Reflex Circuits with CPG. In: *International Conference on Artificial Neural Networks: Artificial Neural Networks — ICANN 2002* [online]. B.m.: Springer, Berlin, Heidelberg, s. 99–104 [vid. 2017-03-25]. Dostupné z: doi:10.1007/3-540-46084-5_17

RYCHLÍKOVÁ, Eva, 2002. *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba* [online]. 1. vyd. Praha: Grada [vid. 2017-04-27]. ISBN 978-80-247-0237-7. Dostupné z: <https://is.muni.cz/publication/664771?lang=en>

RYLANDER, Jonathan H., Beatrice SHU, Thomas P. ANDRIACCHI a Marc R. SAFRAN, 2011. Preoperative and postoperative sagittal plane hip kinematics in patients with femoroacetabular impingement during level walking. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 7., **39** Suppl, 36S–42S. ISSN 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546511413993

SIEBENROCK, K. A., F. FERNER, P. C. NOBLE, R. F. SANTORE, S. WERLEN a T. C. MAMISCH, 2011. The cam-type deformity of the proximal femur arises in childhood in response to vigorous sporting activity. *Clinical Orthopaedics and Related*

Research [online]. 11., **469**(11), 3229–3240. ISSN 1528-1132. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-011-1945-4

SIEBENROCK, Klaus A., Anna BEHNING, T. Charles MAMISCH a Joseph M. SCHWAB, 2013. Growth plate alteration precedes cam-type deformity in elite basketball players. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 4., **471**(4), 1084–1091. ISSN 1528-1132. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-012-2740-6

SIMON, Sheldon R., 2004. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics* [online]. 12., **37**(12), 1869–1880. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.047

SOUMAR, Libor, 2011. *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. ISBN 978-80-7414-399-1.

SVIHAJAN, 2014. *Uživatel:Svihajan – HPM wiki* [online] [vid. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://noel.feld.cvut.cz/vyu/a2b31hpm/index.php/U%C5%BEivatel:Svihajan>

TAK, Igor, Adam WEIR, Rob LANGHOUT, Jan Hendrik WAARSING, Janine STUBBE, Gino KERKHOFFS a Rintje AGRICOLA, 2015. The relationship between the frequency of football practice during skeletal growth and the presence of a cam deformity in adult elite football players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 5., **49**(9), 630–634. ISSN 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2014-094130

VAN HOUCKE, Jan, Wan Pan YAU, Chun Hoi YAN, Wouter HUYSSSE, Hannes DECHAMPS, Wing Hang LAU, Chun Sing WONG, Christophe PATTYN a Emmanuel Albert AUDENAERT, 2015. Prevalence of radiographic parameters predisposing to femoroacetabular impingement in young asymptomatic Chinese and white subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* [online]. 18. 2., **97**(4), 310–317. ISSN 1535-1386. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.M.01538

VAUGHAN, Christopher L., Brian L. DAVIS a Jeremy C. O'CONNOR, 1999. *Dynamics of human gait*. 2nd edition. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers. ISBN 0-620-23558-6.

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie* [online]. 2. vydání. Praha: Triton [vid. 2017-04-06]. ISBN 80-7254-837-9. Dostupné z: <http://neoluxor.cz/odborne-knihy/kineziologie--21679/>

VOJTA, Václav, 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 3. přepracované vydání. Praha: Grada Publishing a.s. ISBN 978-80-247-2710-3.

WEAVER, Lisa J. a Mandy FERG, 2009. *Therapeutic Measurement and Testing: The Basics of ROM, MMT, Posture and Gait Analysis*. 1 edition. Clifton Park, NY: Delmar Cengage Learning. ISBN 978-1-4180-8080-8.

WHITTLE, Michael, 2007. *An Introduction to Gait Analysis, 4e*. 4 edition. Edinburgh u.a.: Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-8883-3.

YOUNG, Alexander David, 2010. Use of Body Model Constraints to Improve Accuracy of Inertial Motion Capture. In: *Proceedings of the 2010 International Conference on Body Sensor Networks* [online]. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, s. 180–186 [vid. 2017-04-02]. BSN '10. ISBN 978-0-7695-4065-8. Dostupné z: [doi:10.1109/BSN.2010.30](https://doi.org/10.1109/BSN.2010.30)

ZADPOOR, Amir A., 2015. Etiology of Femoroacetabular Impingement in Athletes: A Review of Recent Findings. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* [online]. 8., 45(8), 1097–1106. ISSN 1179-2035. Dostupné z: [doi:10.1007/s40279-015-0339-2](https://doi.org/10.1007/s40279-015-0339-2)

SEZNAM PŘÍLOH

| | |
|---|----|
| Příloha č. 1: Formulář - Informovaný souhlas | 80 |
| Příloha č. 2: Formulář - Anamnestický dotazník a záznam vyšetření | 81 |
| Příloha č. 3: Tabulka – Záznam rozsahu pohybů v kyčelním kloubu..... | 82 |

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Formulář - Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS PACIENTA

Já, _____ (jméno a příjmení pacienta)
souhlasím s účastí ve výzkumné části diplomové práce Bc. Ondřeje Dindy s názvem Kinematická analýza pacientů s femoroacetabulárním impingement syndromem.

Předmětem sledování bude rozsah pohybu kyčelního kloubu ve vztahu k pohybu pánve, páteře a hrudníku. Kromě klinického vyšetření budou využity objektivizační metody: RTG a Kinematická analýza pohybu.

Vyhrazuji si právo kdykoliv zrušit svůj souhlas, aniž by mi z toho vznikly jakékoliv postihy. Beru na vědomí, že veškerá data budou zpracována anonymně bez použití jmen klientů. Jakékoliv údaje o mé osobě budou uchovány s absolutní důvěrností a nebudou poskytnuty třetím osobám bez mého vědomí.

Datum a místo:

Podpis pacienta:

Datum a místo:

Podpis fyzioterapeuta
pověřeného touto studií:

Příloha č. 2: Formulář – Anamnestický dotazník a záznam vyšetření

Iniciály probanda:

Rok narození:

Pohlaví: muž/žena

1. ANAMNÉZA

Rodinná anamnéza:

Osobní anamnéza:

Onemocnění:

Úrazy, operace:

Sportovní anamnéza:

Alergie:

Léky:

Gynekologická anamnéza:

Abusus:

Nynější onemocnění:

Pracovní anamnéza:

2. NEUROLOGICKÉ VYŠETŘENÍ

Napínací manévry DKK:

Svalová síla vybraných svalů DKK dle Jandy:

Taktilní cití DKK:

3. FYZIOTERAPEUTICKÉ KLINICKÉ TESTY

Test na přední FAI:

Test na zadní FAI:

Patrick sign:

Předbíhání spin:

Příloha č. 3: Tabulka - Záznam rozsahu pohybů v kyčelním kloubu

| Vyšetření rozsahu pohybů v kyčelním kloubu | | | | |
|---|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| POHYB | PRAVÁ DK | | LEVÁ DK | |
| | Aktivně | Pasivně | Aktivně | Pasivně |
| Flexe (°) | | | | |
| Extenze (°) | | | | |
| Zevní rotace (°) | | | | |
| Vnitřní rotace (°) | | | | |
| Abdukce (°) | | | | |