

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu



DISERTAČNÍ PRÁCE

2020

**Mgr. Petr Zahradník**

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Kinematická analýza pohybového systému  
u osob s abnormálním postavením kyčelního kloubu**

Disertační práce

Autor: Mgr. Petr Zahradník

Školitel: Prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.

**2020**

## PODĚKOVÁNÍ

Veliké poděkování patří prof. PaedDr. Pavlu Kolářovi, PhD., který mě nejen hluboce ovlivnil jeho myšlenkami, ale zejména mi umožnil, abych pod jeho vedením mohl studovat doktorské studium a věnovat se výzkumné činnosti.

Rád bych také poděkoval MUDr. Petrovi Chládkovi nejen za jeho pomoc při výběru vhodných probandů, ale hlavně za jeho čas při odborných konzultacích a psychickou podporu. Rovněž bych chtěl poděkovat Ing. Petrovi Volfovi za jeho pomoc se zpracováním dat a statistickým vyhodnocením a Mgr. Ondrovi Dindovi za vzájemnou spolupráci při realizaci vlastního výzkumu.

Disertační práce, kterou jsem společně se školitelem zpracoval, je závěrečnou prací mého doktorského studia. Proto mé veliké poděkování směřuje mým rodičům, kteří mi byli vždy oporou v mém životě a umožnili mi studovat na vysoké škole.

## SOUHRN

Femoroacetabulární impingement syndrom (FAI) je porucha kyčelního kloubu, ke kterému dochází nejčastěji následkem opakovaného přetěžování kloubu v kombinaci s neideální orientací artikulujících ploch, které tedy nerespektují biomechanicky ideální postavení kloubu. V současné době řada odborníků považuje FAI jako významný faktor přispívající k degeneraci kyčelního kloubu s následným rozvojem koxartrózy. V našem výzkumu jsme hodnotili, jakým způsobem se FAI promítá do běžné chůze. Jako objektivizační metodu jsme k tomu využili 3D kinematickou analýzu pohybu.

**Cíl práce:** Cílem práce bylo objektivizovat změny základních parametrů chůze, pohybů kloubů dolních končetin a pohybů pánve v běžné chůzi u osob s FAI pomocí 3D kinematické analýzy a výsledky porovnat se skupinou zdravých osob.

**Soubor:** Do výzkumu bylo vybráno 21 pacientů (7 žen, 14 mužů), u kterých byl klinickým vyšetřením a pomocí RTG potvrzen FAI. Kontrolní skupinu tvořilo 18 zdravých probandů (8 žen, 10 mužů), u kterých byla vyloučena patomorfologie kyčelního kloubu pomocí MRI.

**Metody:** Všichni probandi absolvovali vyšetření chůze pomocí 3D kinematické analýzy pohybu systémem Qualisys. Data byla zpracována softwary Qualisys Track Manager a Visual3D. Předmětem zkoumání byly základní parametry chůze, pohyby v hlezenním a kolenním kloubu v sagitální rovině, pohyby v kyčelním kloubu ve frontální a sagitální rovině a pohyby pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině během chůze.

**Výsledky:** Při porovnání skupiny FAI a kontrolní skupiny se prokázaly signifikantní změny zejména ve zkrácení krokového cyklu, v extenzi kyčelního kloubu a v extenzi kolenního kloubu. Změny se také projevíly na pohybech pánve, ale rozdíly nebyly signifikantně významné.

**Závěr:** Stereotyp chůze u pacientů s FAI prokazuje změny v porovnání se zdravými jedinci. Naše výsledky v určitých parametrech korespondují s pracemi zahraničních autorů zabývajících se funkčními změnami u pacientů s FAI. Naši práci jsme tyto poznatky rozšířili o změny v základních parametrech chůze (délka kroku, kadence) a změnu v pohybech ostatních kloubů dolní končetiny (koleno, hlezno).

**Klíčová slova:** femoroacetabulární impingement, FAI, kinematická analýza pohybu



**Bibliografický záznam**

ZAHRADNÍK, P. *Kinematická analýza pohybového systému u osob s abnormálním postavením kyčelního kloubu*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2019. s. 133. Školitel: prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.

## SUMMARY

Femoroacetabular impingement (FAI) syndrome is a hip joint impairment, which occurs frequently as a result of repeated overloading of the joint in combination with the imperfect orientation of the articulating surfaces. Therefore, it does not respect the biomechanically optimal position of the joint. Currently, many experts consider FAI as an important factor contributing to hip degeneration with the subsequent coxarthrosis. In our research, we evaluated how the FAI translates into normal walking. We used 3D kinematic motion analysis as an objectivization method.

**Objective:** The study aimed to objectify changes in basic walk parameters, lower limb joint and pelvic movements in normal walking in people with FAI using 3D kinematic analysis and to compare the results with a group of healthy people.

**Sample:** 21 patients (7 females, 14 males) were selected for the study with the confirmed FAI by clinical examination and X-ray. The control group consisted of 18 healthy probands (8 females, 10 males) in whom the hip joint morphology by MRI was excluded.

**Methods:** All probands underwent walking examination using 3D kinematic motion analysis using the Qualisys system. Data were processed by the Qualisys Track Manager and the Visual3D software. The subject of the examination was the basic walk parameters, ankle and knee movements in the sagittal plane, hip joint movements in the frontal and sagittal planes, and pelvic movements in the sagittal, frontal and transversal planes during walking.

**Results:** While comparing the FAI group and the control group, there were significant changes particularly in the shortening of the step cycle, in the hip extension and the knee extension. The changes were also reflected in pelvic movements, but rather non-significant there.

**Conclusion:** The walking stereotype in patients with FAI shows changes in comparison to healthy individuals. Our results correspond to the work of foreign authors dealing with functional changes in patients with FAI in certain parameters. We extended this knowledge by changes in the basic parameters of walking (step length, cadence) and a change in the movements of other joints of the lower limb (knee, ankle).

**Key words:** femoroacetabular impingement, FAI, kinematic motion analysis

**Bibliographic record:**

ZAHRADNÍK, P. Kinematic analysis of the locomotor system in people with abnormal position of the hip joint. Prague: Charles University, Faculty of Physical Education and Sport, 2019. 133 pages. Supervisor: prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografické citace.

V Praze dne

Mgr. Petr Zahradník

**Evidenční list**

Souhlasím se zapůjčením své disertační práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto disertační práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

---

Jméno a příjmení:

Datum vypůjčení:

Poznámka:

---

**OBSAH**

ÚVOD .....	14
TEORETICKÁ VÝCHODISKA .....	15
1 FUNKČNÍ ANATOMIE A KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU, PÁNVE A PÁTEŘE.....	16
1.1 Kyčelní kloub .....	16
1.2 Pánev .....	20
1.3 Páteř .....	22
2 ANATOMICKÉ PARAMETRY PÁNVE, ACETABULA A FEMURU .....	25
2.1 Pozičně nezávislé parametry (postavení pánve) .....	26
2.2 Acetabulum .....	28
2.2.1 Acetabulární index (AC index, Tönnisův úhel) .....	28
2.2.2 LCE úhel (lateral centre-edge angle, Wibergův úhel), MCE úhel (medial centre-edge angle) .....	29
2.2.3 Ante/retroverze a inklinace acetabula .....	30
2.3 Femur .....	32
2.3.1 Kolodíafyzární úhel (CCD).....	32
2.3.2 Alfa úhel.....	32
2.3.3 Offset hlavice femuru („anterior offset distance“, AOD) .....	33
2.3.4 Úhel anteverze femuru .....	34
3 POSTURÁLNÍ VZTAHY PÁTEŘ-PÁNVEV-KYČEL .....	35
3.1 Páteř – globální anatomické parametry .....	35
3.2 Pozičně závislé (posturální) parametry .....	38
3.3 Anatomické a posturální vztahy v kontextu FAI .....	40
4 FEMOROACETABULÁRNÍ IMPINGEMENT .....	45
4.1 Etiologie .....	49
4.2 Prevalence .....	49
4.3 Vliv sportovní zátěže na morfologii kyčelního kloubu.....	49
4.4 Klinický obraz.....	51
4.5 Klinické vyšetření .....	53
4.6 Přístrojové zobrazovací vyšetření .....	54
5 CHŮZE .....	56
5.1 Charakteristika chůze .....	56
5.2 Fáze krokového cyklu .....	57
5.3 Přízpůsobení chůze různým rychlostem .....	58

6	ANALÝZA LIDSKÉ POSTURY A POHYBU.....	59
6.1	Monitorování lidské lokomoce .....	59
6.2	Analýza lidského pohybu.....	59
6.3	Kinematická analýza .....	60
6.3.1	Technické vybavení a specifikace 3D kinematické analýzy pohybu.....	60
6.3.2	Kalibrace .....	62
6.3.3	Definice tělních segmentů.....	62
6.3.4	Software .....	62
6.4	3D kinematická analýza u pacientů s FAI – současné studie .....	64
	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	66
7	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY .....	67
7.1	Cíle práce .....	67
7.2	Hypotézy .....	68
8	METODIKA PRÁCE .....	69
8.1	Výzkumný soubor .....	69
8.1.1	Zahrnující a vylučující kritéria výzkumného souboru .....	70
8.1.2	Průběh klinického vyšetření.....	71
8.2	Průběh měření .....	72
8.2.1	Kalibrace .....	72
8.2.2	Definice tělních segmentů.....	72
8.2.3	Průběh měření .....	74
8.2.4	Zpracování naměřených parametrů.....	75
8.3	Zpracování dat a testování hypotéz.....	76
9	VÝSLEDKY .....	78
9.1	Základní parametry chůze.....	79
9.2	Flexe – extenze v kyčelním kloubu.....	82
9.3	Addukce – Abdukce v kyčelním kloubu.....	85
9.4	Flexe – extenze v kolenním kloubu .....	88
9.5	Flexe – extenze v hlezenním kloubu.....	91
9.6	Rotace pánve v sagitální rovině (anteverze/retroverze) .....	94
9.7	Pohyby pánve ve frontální rovině (sešikmení) .....	97
9.8	Rotace pánve v transverzální rovině .....	100
10	DISKUZE.....	103
	ZÁVĚR .....	107
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	109
	SEZNAM PŘÍLOH.....	124

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

**3D** – trojrozměrný

**AIIS** – Anterior Inferior Iliac Spine

**AOD** – Anterior Offset Distance

**AP** – anteroposteriorní

**CCD** – kolodiafyzární úhel

**CEA** – Center Edge Angle

**C-Th** – cerviko-torakální

**CNS** – centrální nervová soustava

**CPG** – Central Pattern Generator

**CT** – počítačová tomografie

**DNS** – dynamická neuromuskulární stabilizace

**FAI** – femoroacetabulární impingement syndrom

**Hz** – Herz

**LCE** – Lateral Centre-edge Angle

**Lig.** – Ligamentum

**LPC** – Lumbo-pelvic Complex

**L/S** – lumbo-sakrální

**Obr.** – obrázek

**OH** – Overhang

**m.** - musculus

**MRA** – MRI artrografie

**MRI** – magnetická rezonance

**MCE** – úhel medial centre-edge angle

**n.** - nervus

**QTM** – Qualisys Track Manager



**PI** – Pelvic Incidence Angle

**PSA** – Pelvi-sacral Angle

**PT** – Pelvic Tilt

**RTG** – rentgen

**SD** – směrodatná odchylka

**SHR** – Spine-hip Relations

**SS** – Sacral Slope

**SIAI** – spina iliaca anterior inferior

**SIAS** – spina iliaca anterior superior

**SIPS** – spina iliaca posterior superior

**SZA** – acetabular arc

**Th-L** – torako-lumbální

**VAS** – vertebrogenní algický syndrom

## ÚVOD

Věková hranice se u lidí s bolestmi kyčelního kloubu stále snižuje. Řada odborníků se přiklání k tomu, že femoroacetabulární impingement (FAI) je jednou z nejčastějších příčin bolestí kyčelního kloubu u lidí mladších 40 let (Myers, 1999). Současné studie také potvrzují skutečnost, že FAI se podílí na bolesti zad u aktivních lidí (Emary, 2010; Riviere, 2017).

FAI je charakteristický nadměrným mechanickým konfliktem mezi proximální částí stehenní kosti a jamkou kyčelního kloubu při různě náročných motorických činnostech. Dochází tím k poškození kloubní chrupavky včetně chrupavčitého labra lemujícího okraj kloubní jamky, což vede k výrazným bolestem v oblasti kyčelního kloubu. Pokud pohybové stereotypy nejsou korigovány a přetěžování trvá, může vést k nevratnému poškození kyčelního kloubu a rozvoji artrózy i v mladém věku jedince.

Z morfološko – ortopedického pohledu se FAI stal poměrně jasnou nozologickou jednotkou, kdy její diagnostika spočívá v klinickém vyšetření a vyšetřením zobrazovacími metodami RTG, CT či MRI.

Velkým limitem však zůstávají funkční souvislosti se vznikem, diagnostikou a prevencí FAI. S tím se pojí záměr a cíl této práce. V této práci jsme se zaměřili na přiblížení vztahů pánve a kyčelního kloubu při patologickém postavení proximálního femuru či malorientaci acetabula. Zvláštní pozornost jsme věnovali morfološkému postavení, tedy anatomickým parametrům obou částí kyčelního kloubu ve vztahu k pohybům dolních končetin, pánve a páteře v kontextu FAI. Rešeršně jsme čerpali ze současných vědeckých prací a zaznamenávali jsme změny základních parametrů chůze a pohybového stereotypu při chůzi v oblasti pánve, kyčle, kolena a hlezna pomocí 3D kinematické analýzy. Porovnali jsme mezi sebou pacienty s objektivně potvrzeným FAI (pomocí RTG) se skupinou zdravých lidí, u kterých jsme pomocí MRI vyloučili strukturální poruchy kyčelních kloubů.

Souhlasně se současnými zahraničními studiemi věříme, že lepší pochopení pohybových stereotypů u lidí s FAI povede k přesnější diagnostice a funkčnímu ovlivnění této ortopedické poruchy.

## TEORETICKÁ VÝCHODISKA

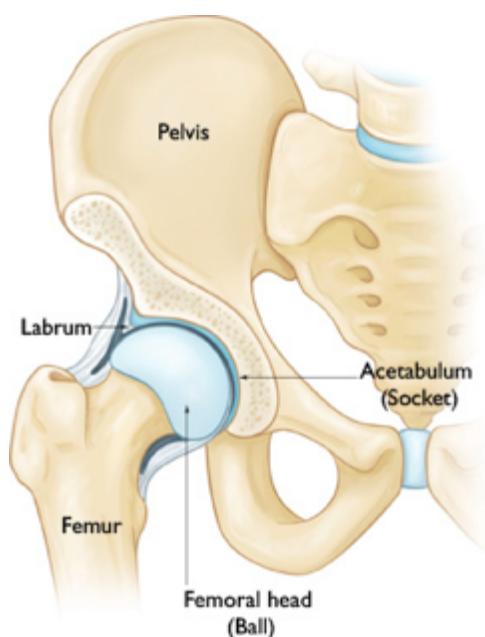
V teoretické části této předložené práce se budeme věnovat anatomii segmentů lidského těla, které jsme zkoumali v experimentální části a zvláštní pozornost bude věnována detailní morfologii kyčelního kloubu ve vztahu k postavení pánve a páteře. Parametry posuzující vzájemné postavení těchto segmentů zásadně ovlivňují posturálně – lokomoční vztahy, a tím tedy zatěžování kyčelního kloubu a případný vznik FAI, který také v této kapitole detailně uvedeme. V této části práce dále popíšeme aspekty chůze a využitou objektivizační metodu pro její analýzu – 3D kinematickou analýzu, která umožňuje vyjádřit mechaniku lidského pohybu.

# 1 FUNKČNÍ ANATOMIE A KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU, PÁNVE A PÁTEŘE

## 1.1 Kyčelní kloub

Napřímení lidského těla a přizpůsobení dolní končetiny k bipedální lokomoci během evoluce člověka zapříčinilo, že kyčelní kloub je jedním z nejvíce namáhaných a zatěžovaných kloubů na lidském těle. Kyčelní kloub je zásadní pro lidskou lokomoci a spojením s pánví má funkci nosnou, balanční a tvoří jakýsi převodník sil mezi trupem a dolními končetinami (Dylevský, 2009).

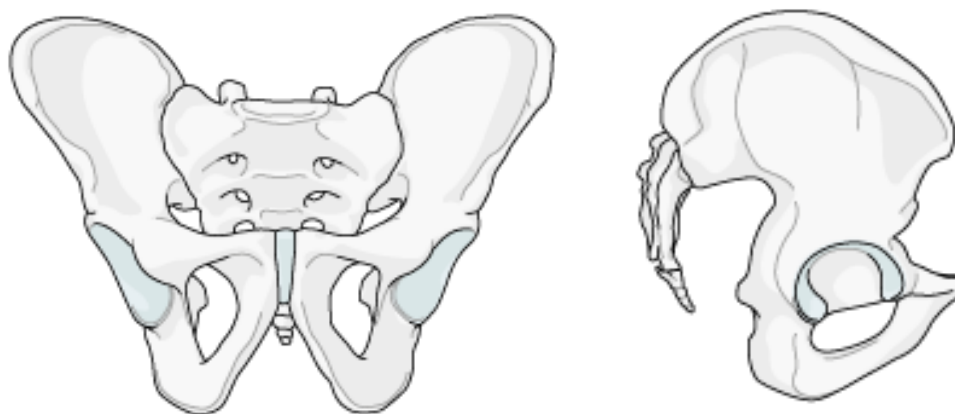
Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je jednoduchý kulovitý kloub, jenž umožňuje pohyby ve všech třech rovinách. V anglické literatuře se můžeme setkat s označením „ball and socket joint“, které upřesňuje označení kulovitý kloub o omezení anatomickými strukturami. Kyčelní kloub je tvořen proximálně kloubní jamkou (*acetabulum*) a distálně s krčkem a hlavicí femuru (*caput femoris*) (Hudák a Kachlík, 2017; Dylevský, 2009).



**Obrázek 1: Stavba kyčelního kloubu**

(Zdroj: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00571>)

**Acetabulum** má tvar jamky o průměru přibližně 5 cm, je orientovaná a více otevřená laterálně. Vlastní kloubní plocha (*facies semilunaris*) má tvar podkovy, kde se nachází kloubní chrupavka acetabula s tloušťkou 0,5 až 3 mm. Nejsilnější je v laterální části. Kloubní chrupavka je periferně zakončena vazivovým prstencem (*labrum acetabulare*). *Labrum acetabulare* má trojúhelníkovitý tvar a bazí přirůstá k okraji acetabula s výjimkou *incisura acetabuli*, kde spoluvytváří těživový útvar (*ligamentum transversum acetabuli*). Z této oblasti pak vyrůstá *ligamentum capitis femoris*, které se laterálně dotýká infrafoveolární části hlavice femuru. *Labrum acetabulare* hraje zásadní roli pro správnou funkci kyčelního kloubu, a tedy pro jeho dlouhověkost. Jeho pevné kolagenní fibrily vedou po obvodu acetabula a spolu s kloubním pouzdrém brání laterální migraci hlavice z jamky. Je uváděno, že tímto mechanismem zvětšuje kloubní plochu o 21 % a podílí se tak výrazně na stabilizaci kyčelního kloubu, což je jeho jedna z hlavních funkcí. Druhá významná funkce je, že *labrum acetabulare* vytváří jakési „těsnění“, pomocí něhož se udržuje synoviální tekutina uvnitř kloubu mezi oběma artikulujícími chrupavkami a brání tak jejich přímému kontaktu. Snižuje tím jejich tření, zajišťuje rovnoměrné působení tlakových sil a zároveň zajišťuje výživu kloubní chrupavky (Bartoníček et al., 2004; Ganz, 2008; Chládek, 2016).

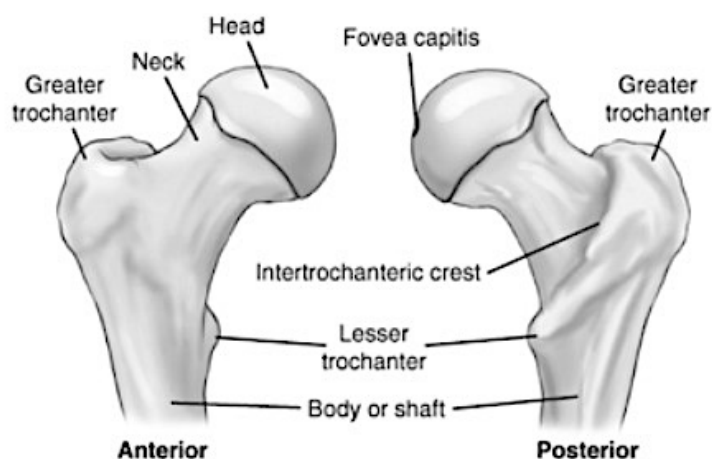


**Obrázek 2: Ilustrační znázornění polohy pánve a acetabula**

(Převzato z: Hamill, 2016)

**Proximální část femuru** je tvořena trochanterickým masivem (*trochanter major et minor*), krčkem a hlavicí femuru. *Trochanter major* a *trochanter minor* jsou spojeny *intertrochanterickou* linií, tedy dorzálně *crista intertrochanterica*, nad kterou leží *fossa*

trochanterica. Trochanter major vyčníhá proximálně a končí apexem stočeným mediodorzálně, který by měl být v úrovni geometrického středu hlavice. Malý trochanter je pak uložen na dorzomediálním obvodu femuru (vůči velkému trochanteru je v retroverzi o cca 30°). Upíná se na něj silná šlacha m. iliopsoas, která nejprve prochází skrze lacuna musculorum a pak se sbíhá po přední ploše kloubního pouzdra kyčelního kloubu právě k malému trochanteru. Krček stehenní kosti přechází v hlavici femuru (caput femoris), která má kulovitý tvar a měla by být pravidelně sférická. Přechod krčku v hlavici nazýváme junkcí krčku a hlavice, tzv. „femoral head-neck junction“. Zde přechází konkavita přechodu v konvexitu hlavice. Někteří autory je tento přechod krčku na sférickou hlavici označován jako femorální „offset“. Hyalinní chrupavka, kterou pokrývá hlavici femuru má tloušťku 1-3 mm a nejsilnější je v její zátěžové zóně (Bartoníček et al., 2004; Hudák a Kachlík, 2017; Chládek, 2016).



**Obrázek 3: Schématická ilustrace proximální části femuru**

(Zdroj: <https://quizlet.com/67757491/unit-1-femur-pelvic-girdle-anatomy-flash-cards/>)

### **Svaly a fyziologické rozsahy pohybu v kyčelním kloubu**

**Svaly** kyčelního kloubu a pánve jsou funkčně úzce propojeny. Důležitým svalem je m. iliopsoas. Jednou z hlavních funkcí m. iliopsoas je flexe femuru v kyčelním kloubu vůči pánvi. Výrazně také ovlivňuje vztah pánve a bederní páteře, kdy při oboustranném zapojení zvětšuje bederní lordózu a při jednostranném zapojení lateroflexi bederní páteře. Tento sval je aktivován téměř neustále – při stoji, chůzi i vsedě a jeho tendence ke zkrácení vede ke zvětšování bederní lordózy či zkrácení kroku. Na stabilitě pánve se

podílejí hýžd'ové svaly. M. gluteus maximus vyvolává a udržuje retroverzi pánve, čímž při fixované dolní končetině udržuje vzpřímené postavení trupu. M. gluteus medius a minimus svou aktivitou vyvolávají abdukci femuru, čímž naklání pánev homolaterálně. Tato skupina svalů se také významně podílí na stabilitě pánve při stožení na jedné noze a při stožení o úzké bázi. Dorzální skupina svalů stehna je reprezentována třemi svaly: m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. Semimembranosus (tzv. hamstringy). Hlavní funkcí těchto svalů je flexe kolenního kloubu. Důležitou roli však zastávají i jako extenzory kyčelního kloubu. Aktivují se zejména při stání a chůzi po rovině, kdy je m. gluteus maximus (hlavní extenzor kyčelního kloubu) málo aktivní. Jejich účinek je však závislý na extenzi kolene (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Véle, 1997).

**Pohyby** v kyčelním kloubu rozdělíme dle rovin, ve kterých probíhají. V sagitální rovině probíhá flexe a extenze kyčle. Flexe s extendovaným kolenem dosahuje 90° a je omezena protažením hamstringů. Flexe s flektovaným kolenem je 150° a více, kde dále záleží na množství tkáně v oblasti stehna a břicha. Rozsah pohybu do extenze je nejčastěji v rozmezí 25–30°. Extenzi omezuje napětí kloubního pouzdra, flexory kyčle a lig. iliofemorale. V rovině frontální je abdukce z anatomického hlediska v maximu ve chvíli, kdy se krček femuru opře o labrum. Ve většině případů je však omezena zkrácením adduktorů a fyziologicky dosahuje 45°. Stejný rozsah pohybu je u addukce. V rovině transverzální dosahuje vnitřní rotace fyziologického rozsahu 35–40° a do zevní rotace dosahuje 40–50°. (Hamill et al., 2015; Véle, 2006; Kapandji, 1987). V tabulce č.1 můžeme vidět přehledně fyziologické hodnoty rozsahů pohybu v kyčelním kloubu.

**Tabulka 1: Rozsahy pohybů v kyčelním kloubu**

Fyziologické rozsahy pohybu v kyčelním kloubu	
Pohyb	Velikost úhlů
Flexe	90-150°
Extenze	25-30°
Vnitřní rotace	35-40°
Zevní rotace	40-50°
Abdukce	45°
Addukce	45°

(Zdroj: Hamill, 2015)

## 1.2 Pánev

Pánevní pletenec připojuje dolní končetiny k páteři a poskytuje podporu orgánům dutiny břišní v pánvi. Celá váha horní poloviny těla se přenáší přes tento pletenec na dolní končetiny. Postavení pánve v neutrální pozici nebo ve stoji ovlivňují břišní svaly, výrazně pak m. iliopsoas, mm. glutei a mm. adductores. Její funkce pro pohybový aparát je zejména v opoře pro dolní končetiny, protože právě pánev slouží jako mezičlánek pro přenos sil z vertikalizovaného trupu na dolní končetiny, a to jak ve stoji, tak při pohybu. Vzprámené držení těla také přineslo charakteristické postavení, tvar a šíři pánve (Čihák, 2001; Kapandji, 2008; Dylevský, 2009).

Pánev se pohybuje šesti směry v návaznosti na pohyby trupu a dolních končetin. Antevertze pánve (anterior tilt) je spojená flexí trupu nebo extenzí v kyčelním kloubu. Pohyb do retrovertze (posterior tilt) pánve je naopak spojená s extenzí trupu anebo flexí v kyčelním kloubu (Hamill, 2015).

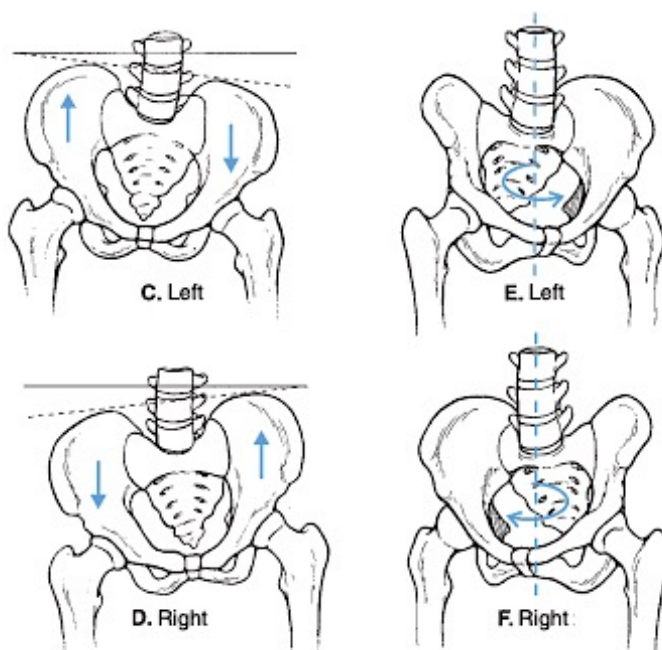


**Obrázek 4: Pohyby pánve v návaznosti na pohyby trupu a dolních končetin**

*(Zdroj: Hamill, 2015)*



Zešikmení pánve k levé (Obrázek č.5; C) a pravé (D) straně je podmíněno přenosem váhy na pravou, respektive levou dolní končetinu a/nebo abdukci v kyčelním kloubu či úklonem trupu. Rotace pánve v transverzální rovině doleva (E) a doprava (F) je spojena s rotací trupu do leva/do prava a/nebo jednostranným pohybem v kyčelním kloubu, například v chůzi (Hamill, 2015).



**Obrázek 5: Pohyby pánve při stoji a chůzi**

(Zdroj: Hamill, 2015)

V uzavřeném kinematickém řetězci při pohybu pánve vůči femuru dochází k antevertzi pánve při flexi trupu. K retrovertzi pánve v uzavřeném kinematickém řetězci dochází díky extenzi trupu a/nebo kyčelního kloubu. V otevřeném kinematickém řetězci (dolní končetina není v opoře) se femur pohybuje vůči pánvi a k antevertzi pánve dochází při extenzi dolní končetiny v kyčelním kloubu (Hamill, 2015).

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v otevřeném kinematickém řetězci může antevertze či retrovertze pánve nahrazovat omezenou flexi či extenzi v kyčelním kloubu. Z dlouhodobého hlediska se však jedná o přetěžování kyčelního kloubu a může docházet k jeho morfologickým změnám jako je právě FAI. Antevertze pánve je doprovázena mírnou zevní rotací v kyčelním kloubu, a naopak retrovertze vnitřní rotací v kyčelním

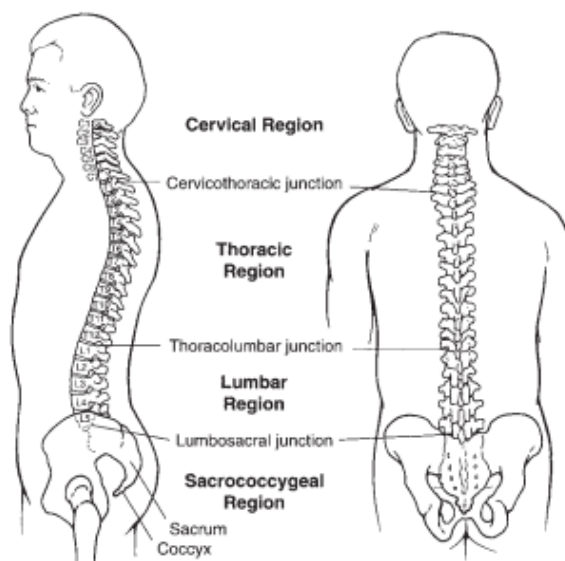
kloubu. Pánevní se ve frontální rovině přirozeně zešikmuje (lateral tilt), k čemuž dochází při přenosu váhy na jednu dolní končetinu a/nebo při abdukci v kyčelním kloubu a/nebo při úklonu trupu do strany. Celý pánevní pletenec rotuje v transverzální rovině v závislosti na pohybech dolních končetin. Jako příklad si můžeme představit, když se pravá dolní končetina přenáší dopředu (například při chůzi, běhu, kopání apod.), celá pánev rotuje doleva. Při rotačním pohybu páteře se pánev rotuje na stejnou stranu (Hamill, 2015).

### 1.3 Páteř

Páteř tvoří čtyři zakřivení, která mají pružinový, rovnovážný a stabilizační efekt, a tím se stává páteř velmi odolnou vůči zatížení (Haher, 1993; Lindh, 1989).

Sedm krčních obratlů tvoří konvexní křivku k přední straně těla (krční lordóza; vrchol při C4 – C5), která se ontogenezí vyvíjí zejména v závislosti na poloze hlavy a napřimování celého těla. Dvanáct hrudních obratlů tvoří křivku, která je konvexní k zadní části těla (hrudní kyfóza; vrchol při Th6 – Th7), která během vývoje také prochází napřimováním. Pět bederních obratlů tvoří křivku konvexní ve vztahu k přední části těla (bederní lordóza; vrchol při L3-L4), která se vyvíjí zejména v závislosti na jejím zatížení, poloze pánve a dolních končetin. Poslední křivkou je sakrococcygální křivka tvořená pěti srostlými sakrálními obratli (os sakrum) a čtyřmi až pěti srostlými obratli kostrče (os coccygis) (Hamill, 2015).

Přechody mezi jednotlivými křivkami jsou většinou místy větší mobility, a tak jsou náchylná na různá poranění či přetížení osového orgánu. Jsou to přechody krční a hrudní páteře (cerviko-torakální, C-Th); hrudní páteře a bederní páteře (torakolumbální, Th-L); bederní páteře a sakra (lumbo-sakrální, L - S přechod). S odolností páteře souvisí tvar jejího zakřivení. Pokud jsou křivky více prominující, páteř se stává méně stabilní. Naopak, pokud jsou křivky ploché, páteř se stává tuhou. Obecně jsou však více mobilnější úseky krční a bederní páteře než hrudní a pánevní úseky páteře (Haher, 1993).



**Obrázek 6: Pohyby pánve při stoji a chůzi**

*(Zdroj: Hamill, 2015)*

### **Pohyby páteře**

Pohyblivost páteře je v podstatě součet pohyblivostí mezi jednotlivými obratli. Pohyby mezi obratli umožňují stlačování meziobratlových plotének a usměřovány jsou meziobratlovými klouby. Pohyb je také ovlivněn tvarem a sklonem obratlových trnů a tvarem kloubních ploch (Véle, 2006).

Mezi jednotlivými obratli je rozsah pohybů relativně malý. Výsledný pohyb páteře v určitém úseku je dán součtem dílčích pohybů, které umožňuje geometrie kloubních ploch, pružnost meziobratlových plotének a kloubních pouzder. Za fyziologických podmínek pohyb začíná pohybem očí za určitým podnětem a poté následuje hlava, krk, trup a končetiny (Kolář et. al, 2009). Pohyby páteře můžeme rozdělit následovně:

#### 1. Předklon a záklon (anteflexe, retroflexe)

Anteflexe a retroflexe je největší v krční páteři (anteflexe 30-35°, retroflexe 80-90°). Anteflexe a retroflexe se účastní i atlantookcipitální skloubení. V bederním úseku je záklon 30-55° a předklon 55-60°. Kloubní plošky po sobě při záklonech nejprve klouzají, pak pevně nalehnou, čímž se pohyb zakončí. Pátevní kanál se v krční oblasti při předklonu prodlužuje, při záklonu zkracuje a předozadně

zužuje. Při záklonu jsou nejvíce namáhané a zranitelné oblasti dolní krční páteře, oblast Th11-L2 a oblast L4-S1. V hrudní oblasti je rozsah pohybů výrazně omezen připojením žeber (Kolář et. al, 2009).

## 2. Úklony (lateroflexe)

Lateroflexe je možná především v krční (35-40°) a bederní páteři (25-30°) na každou stranu. Výrazně menší jsou úklony v hrudním úseku páteře. V krčním úseku jsou úklony sdruženy s rotacemi pro šikmé postavení kloubních ploch a bederní páteř pro tvar svých kloubních plošek nerotuje, při úklonu se však laterální vytočení trnů projeví (Kolář et. al, 2009).

## 3. Otáčení (rotace)

Rotace páteře je dobře možná na každou stranu v krční oblasti (45-50°) a v hrudní oblasti 25-35°, zatímco kloubní plochy bederních obratlů rotaci téměř vylučují (do 5°), protože plošky pravé a levé strany nejsou zpravidla součástí společné rotační plochy (Kolář et. al, 2009).

## 2 ANATOMICKÉ PARAMETRY PÁNVE, ACETABULA A FEMURU

Anatomické parametry pánve, acetabula a femuru přesně definují postavení jednotlivých částí v prostoru a spolu s postavením páteře mají zásadní vliv na zatížení samotného kyčelního kloubu. V této kapitole popíšeme čistě anatomické parametry, které tedy nejsou vázané na pohyb zmiňovaných či okolních struktur. Jedná se o **Pozičně nezávislé** (anatomické) **parametry** (morfologie pánve) a **Hodnocení postavení acetabula** a horního konce **femuru**. Tyto parametry jsou nejčastěji hodnoceny na základě RTG snímků.

## 2.1 Pozičně nezávislé parametry (postavení pánve)

Morfologii a postavení pánve můžeme hodnotit tzv. **Pozičně nezávislými parametry**, které popisují anatomické poměry pánve. Tyto parametry jsou proměnlivé vzhledem k věku, a proto je můžeme považovat za konstantní až po ukončení růstu. Mezi pozičně nezávislé parametry řadíme:

- **Pelvisakrální úhel** (pelvi-sacral angle, PSA) je úhel mezi spojnicí středu sakrální lišty a středu a středu hlavic femurů s přímkou proloženou koncovou lištou S1 (During, 1985).
- **Pelvická incidence** (pelvic incidence angle, PI) je nejznámějším a nejčastěji používaným úhlem v hodnocení postavení pánve. PI představuje úhel mezi osou středů hlavic femurů a kolmice vedenou středem sakrální lišty. Norma je stanovena na  $53^\circ \pm 10^\circ$ . Při větším úhlu má pánev větší sklon (anteverzi), a tím působí mohutnější sřížné síly v segment L5/S1 směrem ventrokaudálním. Toto postavení se v celkové postuře projevuje jako hyperlordóza. Naopak, pokud je  $PI < 43^\circ$ , bederní lordóza se stává oploštělou (flat back). PI můžeme hodnotit i součtem PT a SS (pozičně závislé parametry), pokud při zobrazení použijeme standardizovaný stoj (Boulay et. Al, 2006).

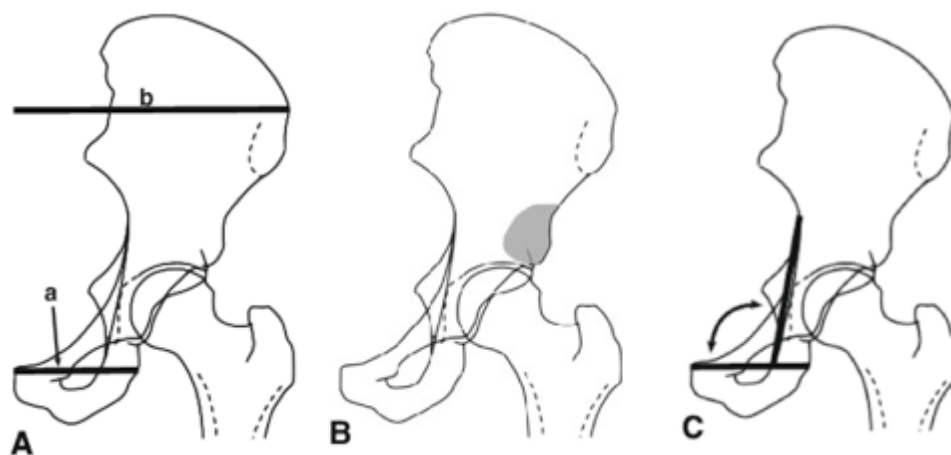


**Obrázek 7: Pelvická incidence; HA (hip axis) = osa středů hlavic**

(Zdroj: Vrtovec, 2012)

Morfologie pánve a postavení celé os coxae (hemipelvis) úzce souvisí s morfologií acetabula, které významně ovlivňuje výslednou antevertzi anebo retrovertzi acetabula (Tönnis, 1987). Parametry hodnotící postavení pánve a ovlivňující přímo morfologii a postavení acetabula, a tedy i krytí hlavice jsou:

- **Index pánevní šíře** („pelvic width index“) je poměr šíře infraacetabulární a supraacetabulární části hemipelvis. Norma je 0,56. Hodnoty pod 0,50 jsou obvyklé u retrovertze jamky (Clohisy, 2009; Sieberock, 2003).
- **Ilioischiální úhel** je úhel, který svírá ilioischiální linie s horizontálou. Norma je 90° a hodnoty nad 100° se vyskytují u retrovertovaných jamek. U nich je také na předozadním RTG snímku dobře patrná laterálně prominující spina iliaca anterior inferior a spina ischiadica (Clohisy, 2009; Sieberock, 2003).
- **Anterior inferior iliac spine (AIIS) sign** je prominence spina iliaca anterior inferior. Hodnotíme ji jako viditelnou či neviditelnou a značí pro retrovertzi acetabula (Sieberock, 2003).



**Obrázek 8: Parametry pánve**

**A – Index pánevní šíře, B – AIIS sign, C – Ilioischiální úhel**

*(Zdroj: Tannast, 2012)*

## 2.2 Acetabulum

Jak bylo uvedeno, poloha a tvar pánve ovlivňuje postavení samotného acetabula, a tím také ovlivňuje směr působících sil na acetabulum, resp. na jeho chrupavku. Pokud dlouhodobě působí síly patologickým vzorem, dochází k degeneraci chrupavky a k možnému rozvoji FAI. Pro určení fyziologického či patologického postavení acetabula využíváme následujících parametrů, které jsou pořizovány nejčastěji RTG nebo MRI.

### 2.2.1 Acetabulární index (AC index, Tönnisův úhel)

Acetabulárním indexem měříme sklon zátěžové zóny acetabula a hodnotíme jím míru krytí hlavice femuru acetabulem. AC index je definován sevřením úhlu spojnice okrajů zátěžové zóny acetabula s pánevní horizontálou. Za normu považujeme v současné době 5-10°. Pokud je větší než 15°, považujeme v dospělosti za acetabulární dysplazii. Pokud je AC index v negativních hodnotách, tak ho hodnotíme jako patologický pro nadbytečné laterální krytí femuru. U novorozence dosahuje hodnoty přibližně 35°, po prvním roce se sníží na 15–25° a od 15 let by měl být ideálně 5–10° (Tönnis, 1987; Kolář, 2009; Chládek, 2016). Na obr. 9 můžeme vidět: Fyziologická hodnota AC indexu; Záporná hodnota AC indexu znázorňující nadměrné krytí hlavice jamkou; AC index nad 15° nám znázorňuje nedokonalé krytí hlavice, a tedy značí pro dysplastickou kyčel (Lim, 2015; Chládek, 2016).



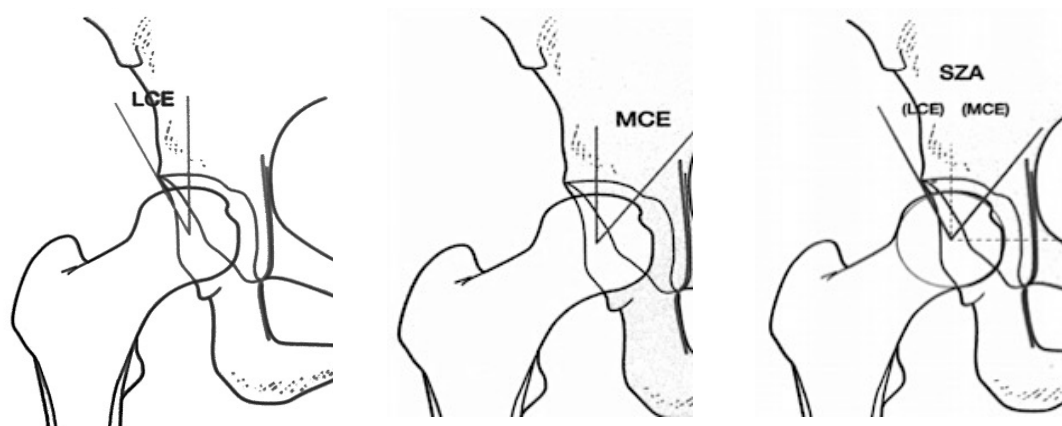
**Obrázek 9: Hodnocení acetabulárního indexu**

(Zdroj: Lim, 2015)



### 2.2.2 LCE úhel (lateral centre-edge angle, Wibergův úhel), MCE úhel (medial centre-edge angle)

Další úhel, kterým hodnotíme míru krytí hlavice femuru jamkou acetabula je LCE úhel. Ten je dán vertikální linií procházející středem hlavice femuru a linií protínající střed hlavice femuru a horní okraj acetabula. V dospělosti je fyziologický LCE úhel 27–33° (Tannast et al., 2015). Pokud je u dětí do 4 let věku menší než 10° (u dospělých pod 15°) označujeme takovou kyčel jako dysplastickou. Pokud je v dospělosti tento úhel v rozmezí 34-39°, uvažujeme o FAI typu Pincer. Pokud je úhel větší než 39°, pak se toto postavení označuje jako coxa profunda (acetabulární protruze, hluboká jamka). MCE úhel tvoří spojnice středu hlavice s mediálním okrajem zátěžové zóny a vertikálou procházející středem hlavice. Norma tohoto úhlu je udávána 35-44°. Hodnota pod 35° značí pro hlubokou jamku (coxa profunda) a hodnotu pod 28° označujeme jako acetabulární protruzi. Součtem LCE a MCE je označován tzv. sclerotic zone angle (SZA, acetabular arc), který nám vypovídá o celkovém krytí hlavice ve frontální rovině. Norma je považována v hodnotách 60-65° (Nötzli, 2002; Ganz, 2003).

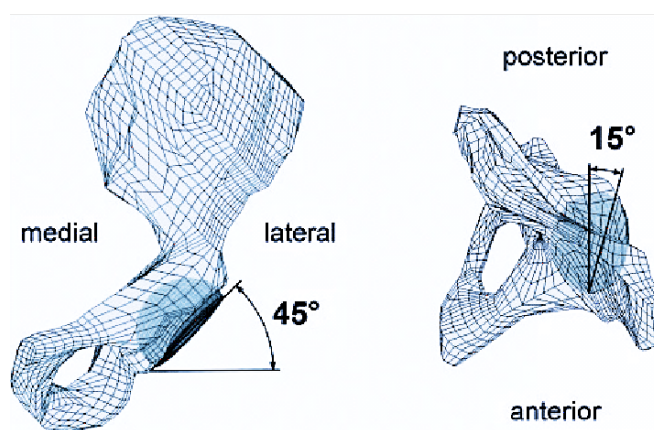


**Obrázek 10: Schématické znázornění CE úhlů**

*(Převzato z Chládek, 2016)*

### 2.2.3 Ante/retroverze a inklinace acetabula

Fyziologická acetabulární verze na RTG představuje kyčel, jejíž zadní okraj acetabula probíhá těsně (mediálně) od středu hlavice a přední okraj acetabula je v celé délce mediálně od zadního okraje a přibližně v polovině vzdálenosti mezi mediálním povrchem hlavice a zadním okrajem jamky. Fyziologické postavení (verze) acetabula je mírná anteverze, tedy natočení jamky v sagitální rovině ventrálním směrem. Anteverze acetabula je úhel, který svírá přiložená rovina okrajů acetabula s rovinou sagitální (u inklinace acetabula s rovinou transverzální). Fyziologická anteverze acetabula je 15–20°. Inklinace acetabula se pohybuje v rozmezí 40–45°. Pokud je inklinace menší, může femur při abdukci předčasně narážet o okraj acetabula a tím poškozovat chrupavku s dalšími následky (Chládek, 2016; Wang et al., 2017; Janáková, 2019).



**Obrázek 11: Inklinace a anteverze acetabula**

*(Zdroj: Janssen et. al, 2010)*

Zvýšená antevertze jamky značí přední dysplasií acetabula anebo Pincer deformitu, pokud je antevertze zapříčiněná nadměrným krytím v posteriorní části acetabula. Zvýšenou antevertzi obou acetabul na podkladě zadní Pincer léze, tzv. posterior overcoverage (přední okraj označen oranžově, zadní okraj červeně) můžeme vidět níže (obr. 12).



**Obrázek 12: Bilaterálně zvýšená antevertze acetabul**

*(Zdroj: Chládek, 2016)*

Acetabulární retrovertzi rozumíme stav, kdy je inklinace celé jamky (globální retrovertze) nebo její proximální části (segmentární, laterální retrovertze) v sagitální rovině dorzálním směrem. Ta může být způsobena nadbytečným předním krytím (anterior overcoverage) nebo defektem dorzální části acetabula, resp. jejich kombinací. Tzv. cross-over sign (obr. 13), poukazující na retrovertzi jamky, je patrné na RTG překřížením předního a zadního okraje acetabula (bílé tečky znázorňují zadní okraj acetabula a černé tečky přední okraj acetabula). Přední okraj jamky se dostává v proximální části laterálně od zadního a vytváří tak obraz ležaté osmičky (Ranawat, 2011).



**Obrázek 13: Cross. over sign**

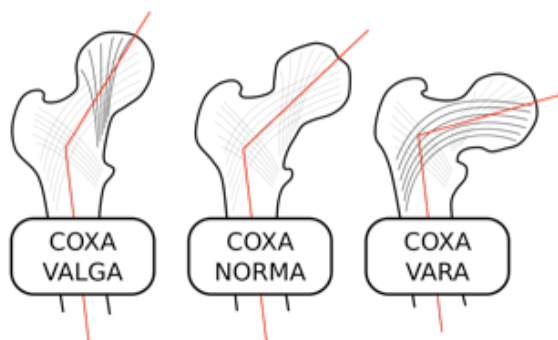
*(Zdroj: Kassarian et al., 2007)*

## 2.3 Femur

Pro správnou funkci kyčelního kloubu je důležité nejen správné postavení acetabula, které jsme popsali v předešlé kapitole, ale také postavení a tvar proximální části femuru. Ta je po acetabulu druhou oblastí kyčelního kloubu, kde při patologickém postavení či přetěžování vzniká nadbytečná kostní tkáň (FAI typu Cam). Postavení a tvar proximálního femuru zjišťujeme pomocí RTG nebo MRI snímků a nejdůležitějšími parametry v jeho hodnocení uvádíme níže.

### 2.3.1 Kolodiazární úhel (CCD)

Základní parametr v hodnocení proximální části femuru je kolodiazární úhel, který svírá ve frontální rovině krček femuru s diafýzou femuru, přesněji osa krčku s osou diafýzy. Během ontogeneze se vyvíjí a postupně varizuje. U dospělého je fyziologický kolodiazární úhel  $125^\circ$  (Kolář, 2009). Úhel větší než  $140^\circ$  označujeme coxa valga. Pokud je úhel menší než  $115^\circ$ , pak mluvíme o coxa vara (Chládek, 2016). Kolář zmiňuje, že na formování tohoto úhlu se podílejí během ontogeneze především svaly (adduktory a zevní rotátory kyčelního kloubu) a gravitační síla (Kolář, 2009). Tento parametr může zásadně ovlivňovat celkové zatížení kyčelního kloubu, a tím případný vznik FAI.



**Obrázek 14: CCD úhel**

(Zdroj: [www.orthopaedicsone.com](http://www.orthopaedicsone.com))

### 2.3.2 Alfa úhel

Úhel Alfa slouží k posouzení sféricity, potažmo asféricity hlavice femuru a je tak zásadní při diagnostice FAI typu Cam. Tento úhel se měří pomocí RTG snímku, kdy je posuzován úhel mezi osou krčku či paralelní linií procházející středem hlavice a spojnicí středu hlavice s bodem, ve kterém končí sférická část hlavice. Tento bod je definován jako inverzní bod křivky, tedy kontury junkce, ve kterém končí sféricita hlavice a přechází

v konkavitu subkapitální části krčku. Jako fyziologický Alfa úhel je uváděna hodnota  $45^\circ$  a jako jednoznačně patologická je hodnota  $55^\circ$  (Baulé, 2007; Nötzli, 2002).

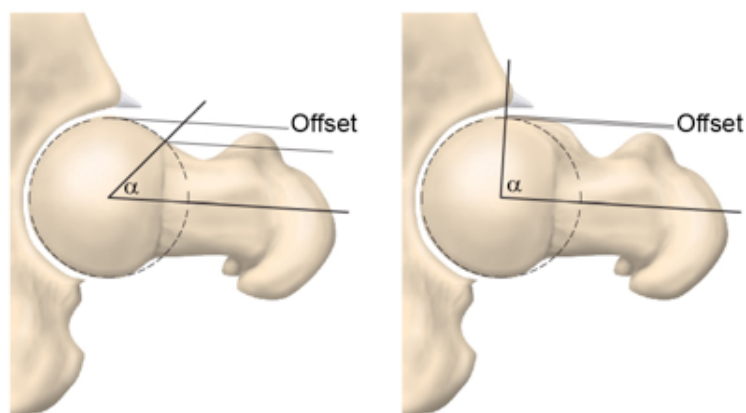
### 2.3.3 Offset hlavice femuru („anterior offset distance“, AOD)

Důležitým parametrem v diagnostice FAI je tzv. offset hlavice. Jedná se o subkapitální konkavitu proximálního femuru a měříme ho jako vzdálenost povrchu krčku od tečny hlavice rovnoběžné s osou krčku. Tento offset umožňuje volný prostor mezi subkapitální junkcí femuru a labrem acetabula. Za fyziologickou vzdálenost považujeme 9 mm. Pokud je tento parametr menší než 8 mm, způsobí při pohybu patologický kontakt mezi junkcí a labrem zejména při flexi a vnitřní rotaci. (Banerjee a McLean, 2011; Tannast, 2008).



**Obrázek 15: Alfa úhel a AOD**

(Zdroj: Tannast et al., 2008)

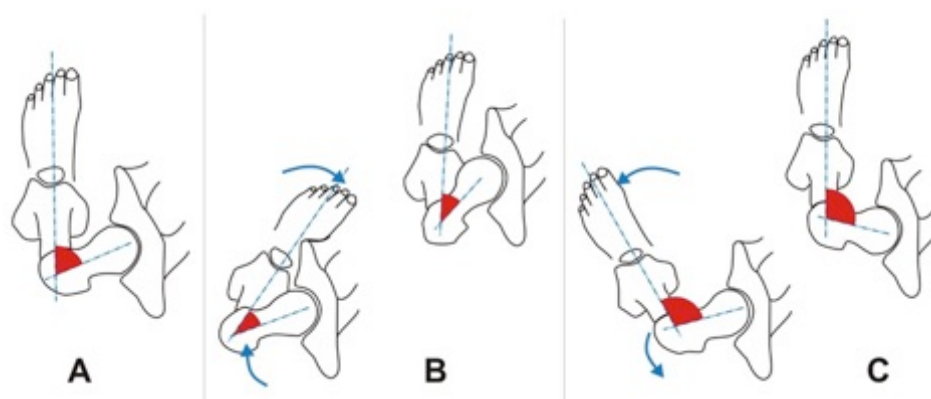


**Obrázek 16: Schématické znázornění fyziologického a patologického Alfa úhlu a AOD**

(Zdroj: Agnvall, 2017)

### 2.3.4 Úhel antevertze femuru

Pro postavení celé dolní končetiny je důležitý úhel antevertze femuru. Měříme ho v transverzální rovině, kde svírá úhel frontální rovina s podélnou osou krčku femuru. U novorozence tento úhel dosahuje asi 30-40° a během ontogeneze se postupně snižuje až na 7-15° v dospělosti. U dospělých při velikosti úhlu nad 35° hovoříme o coxa antetorta a v opačném případě, kdy se úhel dostane pod 5° hovoříme pak o coxa retroverta (Kolář, 2009). Velikost antevertze či retrovertze má značný vliv na rozsah rotačních pohybů v kyčelním kloubu. U coxa antetorta můžeme vidět vnitřně rotační postavení dolní končetiny a výrazně omezenou zevní rotaci v kyčelním kloubu. Aby byl zajištěn co největší kontakt hlavice s jamkou, kompenzačně se vybuduje pronační postavení v subtalárním kloubu, kdy výsledkem jsou „špičky dovnitř“ ve stoje. Naopak u coxa retroverta můžeme vidět zevně rotační postavení dolní končetiny při chůzi s omezením pohybu do vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Hamill et al., 2015; Kolář, 2009).



**Obrázek 17: Úhel antevertze krčku femuru**

**A =normální úhel, B = antevertze femuru, C = retrovertze femuru**

*(Zdroj: Neumann, 2002)*

### 3 POSTURÁLNÍ VZTAHY PÁTEŘ-PÁNEV-KYČEL

V pochopení etiopatogeneze FAI nám kromě anatomických parametrů slouží také funkční parametry, které hodnotí postavení jednoho segmentu vůči druhému v určitém pohybu či poloze. Tyto funkční (posturální) vztahy nám napomáhají pochopit souvislost mezi postavením páteře, pánve a kyčelních kloubů s jejich eventuálními odchylkami.

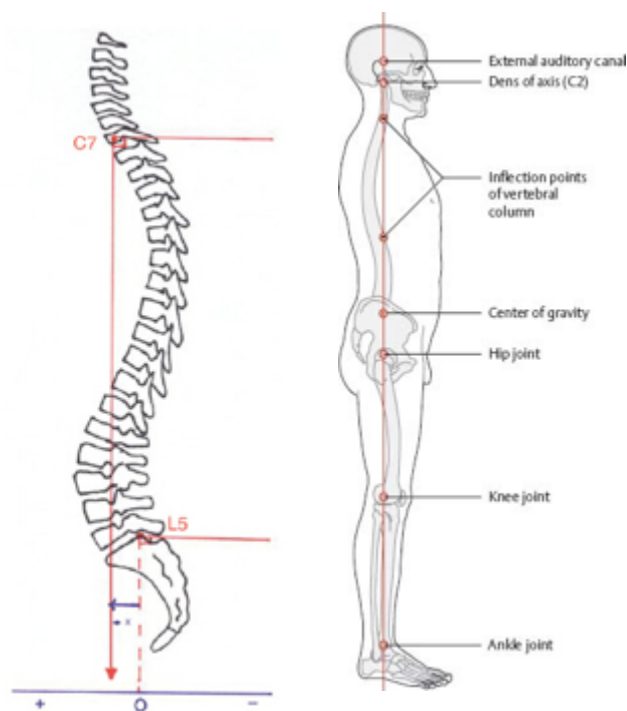
V celkové diagnostice musíme hodnotit a zohledňovat jak anatomické, tak posturální parametry, u kterých často funguje reciproční vztah. Mají tak zásadní vliv na postavení a funkci kyčelního kloubu v kontextu rozvoje FAI. Tyto parametry nejčastěji hodnotíme pomocí RTG, CT či MRI vyšetření. Mezi nejužívanější funkční parametry patří:

- **Globální anatomické parametry** (postavení páteře)
- **Pozičně závislé (funkční) parametry** (postavení pánve vůči postavení femuru)

#### 3.1 Páteř – globální anatomické parametry

Změny zakřivení v jednom úseku páteře vyvolávají reakce v celé páteři, a proto některé morfologické nálezy páteře je třeba hodnotit také z pohledu celkové postury. V případě patologické situace dochází ke kompenzaci nálezu tak, aby byla zajištěna postura s minimální zátěží statických a dynamických struktur. Kompenzací rozumíme reakci, že zvýšenou bederní lordózu může kompenzovat zvýšení hrudní kyfózy, ale také například změna postavení pánve a/nebo postavení v kyčelních a kolenních kloubech. Tyto kompenzačně – adaptační mechanismy mohou z dlouhodobého hlediska vést k akcentaci nevýhodných sil s následnými zdravotními obtížemi (Dewald, 1997; Hammerberg, 2005; Labelle, 2005). V celkové diagnostice a pochopení biomechanických vztahů páteř – pánev – kyčelní kloub, můžeme na páteři využít následující parametry:

- **Vertikála (Plumb line)** – na RTG snímku je ze středu C7 spuštěna vertikála a vyhodnocuje se vzdálenost, ve které protíná horizontálu vedenou zadní horní hranou S1 (O'Brien, 2005). Průsečík by se správně měl pohybovat ve vzdálenosti +/- 5 cm od dorzokraniálního okraje S1. Pokud je rozměr větší směrem dopředu, pak hovoříme o pozitivní, a pokud dozadu, o negativní rovnováze v sagitální rovině. Někteří autoři připouštějí i větší rozsah normálních hodnot (Jackson, 2003).
- **Těžnice (Gravity line)** – reálné těžiště se nachází několik centimetrů před obratlem T9 a těžnice prochází za normálních okolností za centry femorálních hlavic do dolních končetin. U zdravých jedinců vidíme, že C7 vertikála je nedaleko od těžiště v oblasti T9 a velmi blízko zadní hraně sakra. Těžiště těla je individuální a souvisí nejen s postojem, ale i habitem příslušného jedince (Suchomel, 2007).



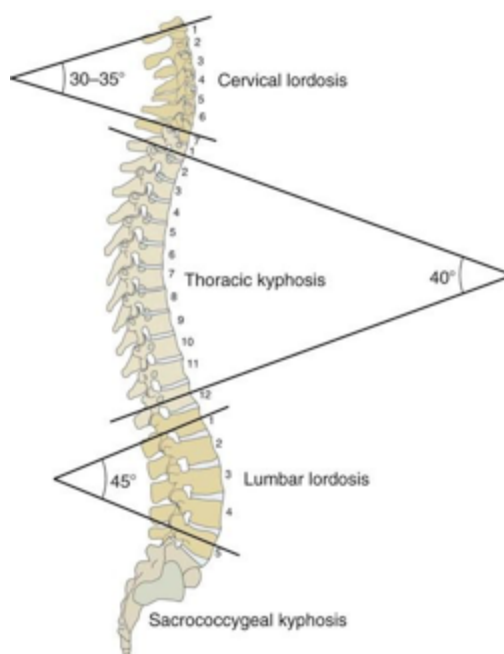
**Obrázek 18: Globální anatomické parametry**

**Plumb line (vlevo) a Gravity line (vpravo)**

*(Zdroj: Brush, 2010)*



- **Sagitální zakřivení páteře** – je měřeno pomocí úhlů na RTG snímku a v celkové diagnostice napomáhá k objektivizaci postavení jednotlivých úseků páteře a jeho vztahu na postavení pánve (obr. 22). Úhel krční lordózy je měřen mezi podélnou osou obratle C1 a podél spodní části obratle C7. Norma je udávána 30-35°. Úhel hrudní kyfózy je určen úhlem mezi přiloženou osou spodní části obratle Th 4 a Th 12 a norma je 40°. Úhel bederní lordózy je vymezen úhlem mezi přiloženou osou spodní části obratle Th 12 a bazí os sacrum a norma je 45° (Neumann, 2002).



**Obrázek 19: Úhlové zakřivení páteře**

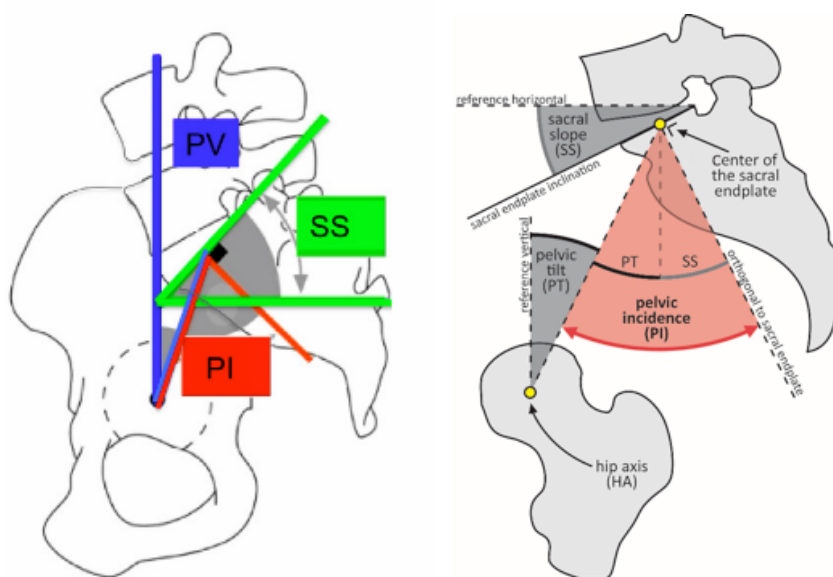
(Zdroj: Neumann, 2002)

### 3.2 **Pozičně závislé (posturální) parametry**

Porozumění funkčním biomechanických vztahů mezi páteří, pánví a dolními končetinami je zásadní pro diagnostiku patologických pohybových vzorů. V této kapitole se budeme věnovat tomu, jaký dopad má postavení pánve na pohyb v kyčelním kloubu a jakým mechanismem může docházet k rozvoji FAI. Pro vyjádření postavení pánve v prostoru se využívají **Pozičně závislé (funkční) parametry**. Ty měříme pomocí RTG snímku či MRI mezi prvním lumbálním obratlem a hlavicemi stehenních kostí (Harms, 2002).

U těchto parametrů závisí jejich hodnoty na poloze, ve které jsou pořizovány. Nejčastěji se provádí ve standardizovaném postoji ve velkých formátech bočních snímků. Pro zkoumání biomechanických vztahů páteř – kyčel – pánev, v našem případě zejména s ohledem na FAI, již řada autorů pořizuje snímky v sedě, v leže na zádech anebo při změně polohy (obr. 21) (Riviere, 2017). Mezi pozičně závislé parametry řadíme:

- **Sklon pánve** (pelvic tilt, PT) je úhel přímky vedené ze středu krycí desky S1 do středu hlavic obou femurů s vertikálou. Za normu je považováno  $12^\circ \pm 6^\circ$ .
- **Sklon sakra** (sacral slope, SS) je úhlem mezi kraniální lištou S1 a horizontálou. Normou je  $41^\circ \pm 6^\circ$ .
- **Převis pánve**, šířka (hloubka) pánve (overhang, OH) je vzdálenost mezi vertikálami vedenými středem hlavic femurů a středem lišty S1. Za normu je považováno  $23 \text{ mm} \pm 14 \text{ mm}$  v dorzálním směru.
- **Délka pánve** (pelvic length) je vzdálenost mezi spojnicí středů hlavic femurů a zadní horní hranou S1 (Suchomel, 2007).



**Obrázek 20: Nejčastěji měřené parametry pánve**

(Zdroj: Riviere, 2017, Vrtovec, 2012)

Rovnovážné postavení pánve a páteře, které umožňuje vzpřímenou polohu člověka je ve velké míře podmíněné poměry v postavení bederní lordózy, ante/retroverzi pánve (pelvis tilt, PT) a extenzi v kyčelním kloubu. Ideální postavení vycházející z fyziologických globálních a regionálních anatomických parametrů pak umožňuje provádět složitější pohyby jako jsou například stoj na 1 dolní končetině, chůze, běh, chůze do schodů apod. maximálně efektivně a ekonomicky v kontextu svalové síly a energie (Russourly, 2011). Pokud je tato rovnováha porušena, nejčastěji dochází ke kompenzaci zvětšením bederní lordózy, anteverzí pánve, flexí v kolenou a extenzí v hlezenním kloubu, s čímž souvisí i posun těžnice (gravity line) dorzálním směrem. Tyto patologické kompenzace v postavení páteře a pánve ovlivňují pánevní incidenci (PI) a sklon sakra (SS), které pak přímo ovlivňují postavení a pohyby v kyčelním kloubu. Boulay (Boulay, 2006) popsal vztah jednotlivých parametrů u zdravého člověka ve stoji následovně:

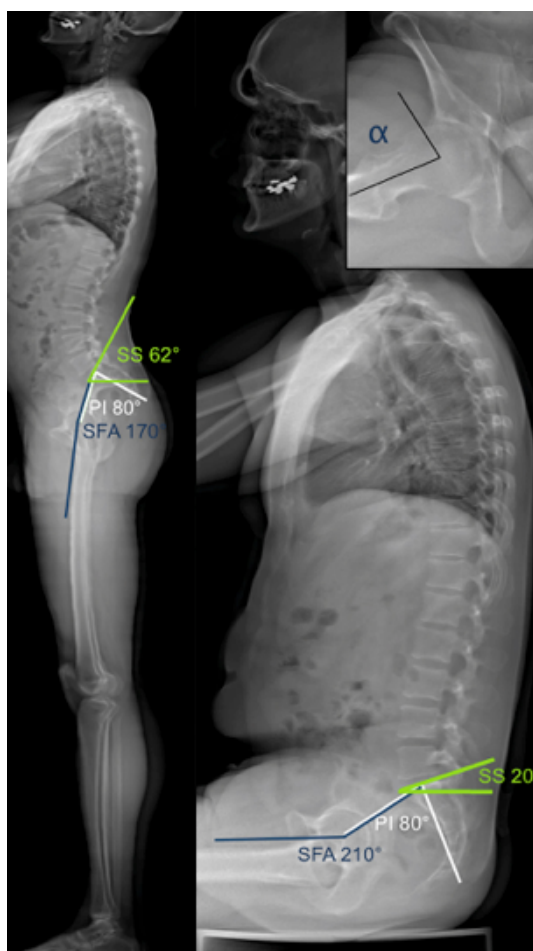
$$PI = PT + SS (55,1^{\circ} \pm 9^{\circ} = 12^{\circ} \pm 6,4^{\circ} + 41,2^{\circ} \pm 7^{\circ})$$

Zajímavé zjištění také je, jakým způsobem se mění PI mezi rasami, kdy průměrná PI u africké rasy je okolo  $56^{\circ}$ , u asiátů  $46^{\circ}$  a u bělochů  $52^{\circ}$  (Lonner, 2010; Weng, 2015; Endo, 2014).

### 3.3 Anatomické a posturální vztahy v kontextu FAI

Pro pochopení vzniku a funkčního dopadu FAI nesmíme opomenout vzájemné vztahy zmíněných parametrů a jakým způsobem se navzájem ovlivňují. Současné práce (Riviere, 2017; Ross, 2014; Pierannunzii, 2017) se věnují právě vztahům páteř – pánev – kyčel (spine-hip relations, SHR) za účelem porozumění vzniku FAI. Tyto práce vycházejí zejména z posuzování regionálních a globálních anatomických parametrů pánve a páteře. Jedná se o incidenci pánve (PI), která určuje její polohu v sagitální rovině, a navíc není závislá na poloze těla. Sklon sakra (SS), sklon pánve (PT) a bederní lordóza jsou funkční parametry závislé na poloze těla, jak již bylo zmíněno. Hodnocením těchto parametrů v různých polohách, jako je stoj, sed, dřep dokážeme lépe pochopit patofyziologii FAI v posturálně – lokomočních vztazích (SHR), viz. obr. 21 (Riviere, 2017). Tyto výzkumy potvrzují signifikantní zvýšení antevertze pánve ve stoje a zároveň omezený pohyb pánve do retrovertze při chůzi do schodů, při zvedání ze sedu do stoje a při dřepu (Van Houcke, 2014; Rylander, 2013; Pullen, 2014; Bagwell, 2016). Uvádějí, že právě toto může vést ke zvýšenému krytí hlavice jamkou s následnou predispozicí k symptomatickému FAI. Můžeme to označit jako funkční antevertzi pánve na anatomickém podkladě, který se postupem času může promítnout do osteofytických změn kyčelního kloubu, tedy do obrazu FAI.

Na obr. 21 vidíme pacienta ve stoje (vlevo) a v sedě (vpravo) a znázornění ochranných adaptačních mechanismu SHR na podkladě rozsáhlé Cam léze. Zvýšená retroverze pánve, která je patrná na změně SS ( $62^\circ \rightarrow 20^\circ$ ) a omezení v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu SFA (sacro-femoral angle), který se v sedě zvýšil pouze o  $40^\circ$ . Stejně tak můžeme vidět, že PI se jako pozičně nezávislý parametr nemění v závislosti se změnou polohy těla, a přitom je výrazně větší než jeho fyziologická hodnota (Riviere, 2017).

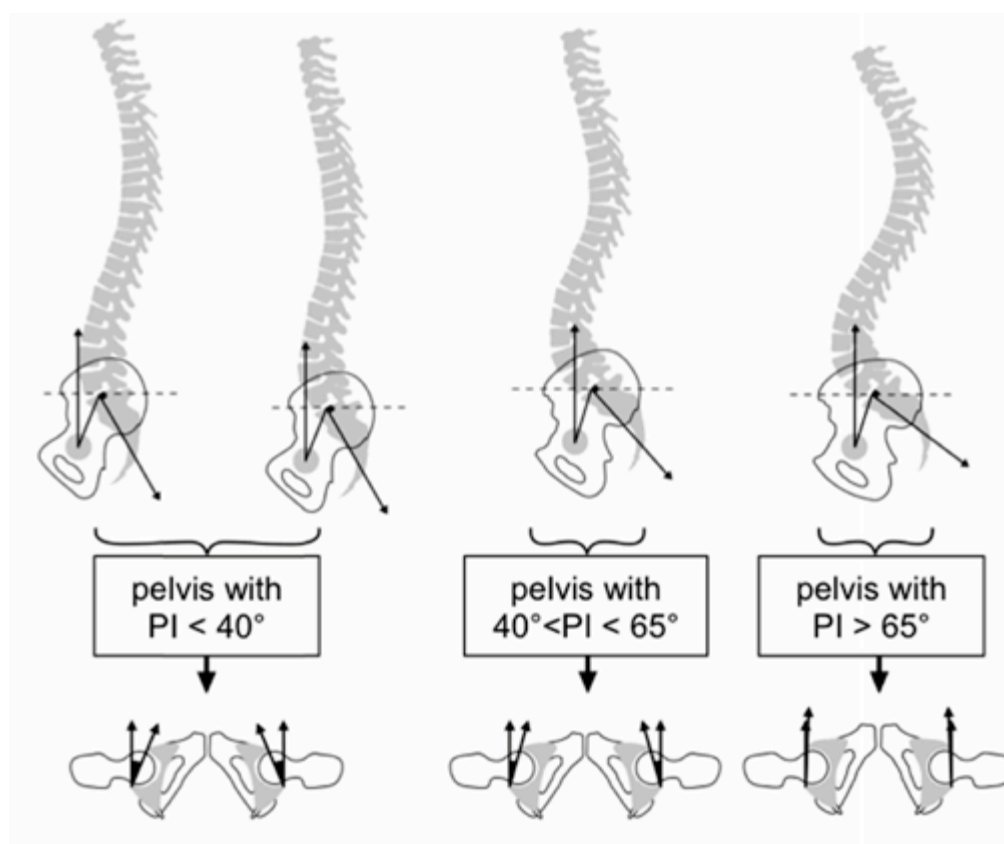


**Obrázek 21: SHR ve stoje a v sedě**

(Zdroj: Riviere, 2017)

Riviere (Riviere, 2017) popisuje ve své práci vztahy tvaru páteře, pánve a orientace acetabula. Vztahy v této oblasti autor označuje jako „lumbo-pelvic complex“ (LPC), které dokazují signifikantní závislost velikosti PI a acetabulární ante/retroverze (obr. 22). Také dalšími autory (Franz, 2009; Russourly, 2011) je poukázáno na souvislost omezené pohyblivosti páteře, zvýšeného PI a sníženého rozsahu pohybu v kyčelních kloubech.

V situaci, kdy je  $PI < 40^\circ$ , pánev je v retroverzi, anteverze jamky je menší a tvar páteře u těchto lidí je s oploštěnou bederní lordózou a napřímenou hrudní kyfózou. Náročnější pohyb pánve a páteře, který vyžaduje větší rozsah pohybu je pak kompenzován pohybem v kyčelních kloubech („hip user“). V případě, že  $PI > 65^\circ$ , pánev je v anteverzi, acetabulum má tendenci být více retrovertováno, bederní lordóza i hrudní kyfóza jsou výraznější a pohyb je více v oblasti přechodu páteř – pánev („LPC“) a dalších částech páteře („spine user“) (Morris, 2016; Tiziani, 2015; Riviere, 2017).



**Obrázek 22: Vztah tvaru páteře a postavení pánve a PI v kontextu verze acetabula**

(Zdroj: Riviere, 2017)

Acetabulum je nakloněno ke všem referenčním rovinám lidského těla. Sklon pánve (PT, pelvic tilt), který hodnotí sagitální rotaci pánve (anteverze, retroverze), výrazně mění orientaci acetabula, a tím potencionálně přispívá nebo naopak chrání před vznikem FAI. Je udáváno, že již změna o  $5^\circ$  ve směru anteverze pánve, snižuje acetabulární verzi, a tím zvyšuje krytí hlavice femuru. Zatímco změna o  $10^\circ$  ve směru anteverze pánve snižuje vnitřní rotaci v  $90^\circ$  flexi až o  $15^\circ$  (Ross et al., 2014; Lazennec, 2011). V kontextu FAI je důležité si uvědomit, že anteverze pánve zvyšuje LCE úhel, tedy zvětšuje krytí hlavice femuru a pokud jsou anatomické poměry abnormální, může docházet k předčasnému kontaktu okraje jamky a krčku femuru. Ta se pak v oblasti pánve nejčastěji projevuje kompenzačními odchylkami v pohybech – retroverze pánve, zešíkmení ve frontální rovině anebo rotací v transverzální rovině. Orientace acetabula může být závislá také na rotaci a tvaru páteře, například u skoliózy, kde se skoliotická křivka projevuje v postavení celé pánve (Lazennec, 2011).

### **Pelvi-femorální rytmus**

Pohyby pánve a femuru jsou často spojené, pokud trup nebrání pohybu pánve svalovou aktivitou (stabilizací). Pelvi-femorální rytmus nám více přibližuje vzájemné vztahy pánve a kyčelního kloubu. V otevřeném kinematickém řetězci (dolní končetina není v opoře), pánev směřuje do retroverze v iniciální fázi flexe v kyčelním kloubu. Při zvedání dolní končetiny od podložky (flexe v kyčelním kloubu) s flektovaným nebo extendovaným kolenem je 26 % až 39 % flexe v kyčelním kloubu připisováno právě retroverzi pánve (Dewberry, 2003). Stejně tak při vyčerpání maximální flexe v kyčelním kloubu pánev svou retroverzí napomáhá flexi v kyčelním kloubu ještě zvýšit. Anteverze pánve je v podstatě pokračování extenze v kyčelním kloubu, když už dolní končetina není na podložce. Tento vztah se zvýrazní při běhání, kdy anteverze pánve umožní extenzi v kyčelním kloubu až na  $22^\circ$ , pokud není pohyb omezený v kyčelním kloubu (Schache, 2000). V otevřeném kinematickém řetězci je pohyb zvýšen o pohyb pánve oproti uzavřenému kinematickému řetězci, kdy pánev je stabilní. V uzavřeném kinematickém řetězci se pohybuje pánev vůči femuru a rozsah pohybu je o 10-20 % menší, než je maximální rozsah pohybu v kyčelních kloubech (Murray, 2002). Ve frontální rovině, během chůze i běhu, je udržována stabilita pánve latero-laterální směrem zejména díky vyvážené aktivitě abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu (Johnson, 2004). Na straně

nakračující dolní končetiny se mírně zvětšuje elevace pánve a abdukce v kyčelním kloubu. Naopak na straně stojné dolní končetiny se mírně zvětšuje addukce v kyčelním kloubu.



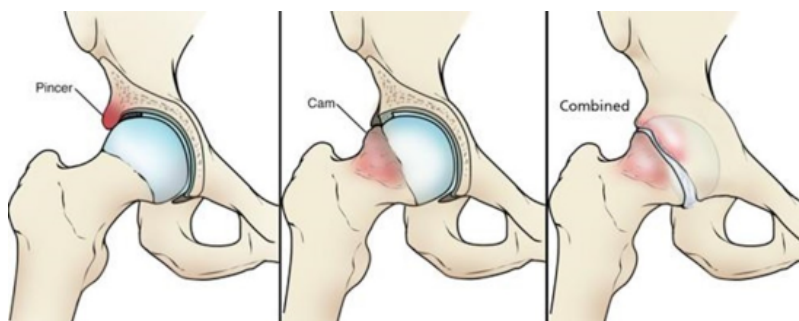
## 4 FEMOROACETABULÁRNÍ IMPINGEMENT

Femoroacetabulární impingement (FAI) je charakteristický předčasným kontaktem okrajů kloubních ploch kyčelního kloubu před dosažením fyziologického maxima, tedy ještě v oblasti fyziologického rozsahu pohybů. Dochází tím k mechanickému konfliktu mezi acetabulem a proximální částí femuru, kdy samotnou příčinou předčasného kontaktu je abnormální postavení artikulujících ploch či neadekvátní zatížení kyčelního kloubu.

V prvním případě je abnormalita charakteristická tím, že acetabulum nemá obvyklou hloubku a anteverzii. Může být hlubší nebo může mít na anterolaterální části nadměrně prominující okraj. Často také bývá ve větší retroverzii. Tuto anatomickou změnu (hluboké či nesprávně orientované acetabulum) označujeme „Pincer“ léze jako symbol tvaru a poškozování acetabula (z angličtiny „pincer“ znamená obchvat, obklíčení, přeneseně sevření do kleští) (Ganz, 2008).

V druhém případě je abnormalita dána nadbytečnou prominující kostní tkání na okraji hlavice, tedy v místě přechodu krček – hlavice (junkce), což vede k asféricitě hlavice femuru. Junkcí v tomto smyslu nazýváme bezprostředně subkapitální část krčku kosti stehenní, která je fyziologicky konkávní a představuje prostor pro okraj acetabula při krajních exkurzích pohybů v kyčelním kloubu. Tento typ abnormality je pro jeho tvar označován jako Cam léze (z angličtiny „cam“ znamená vačka, tedy kotouč o nestejném poloměru) (Ganz, 2008).

Poměrně často se také v klinické praxi setkáváme s oběma deformitami, a proto pak hovoříme o smíšeném či kombinovaném typu FAI, která je charakteristická kombinací příznaků obou typů.



**Obrázek 23: Pincer, Cam a kombinovaný typ FAI**

(Zdroj: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00571>)

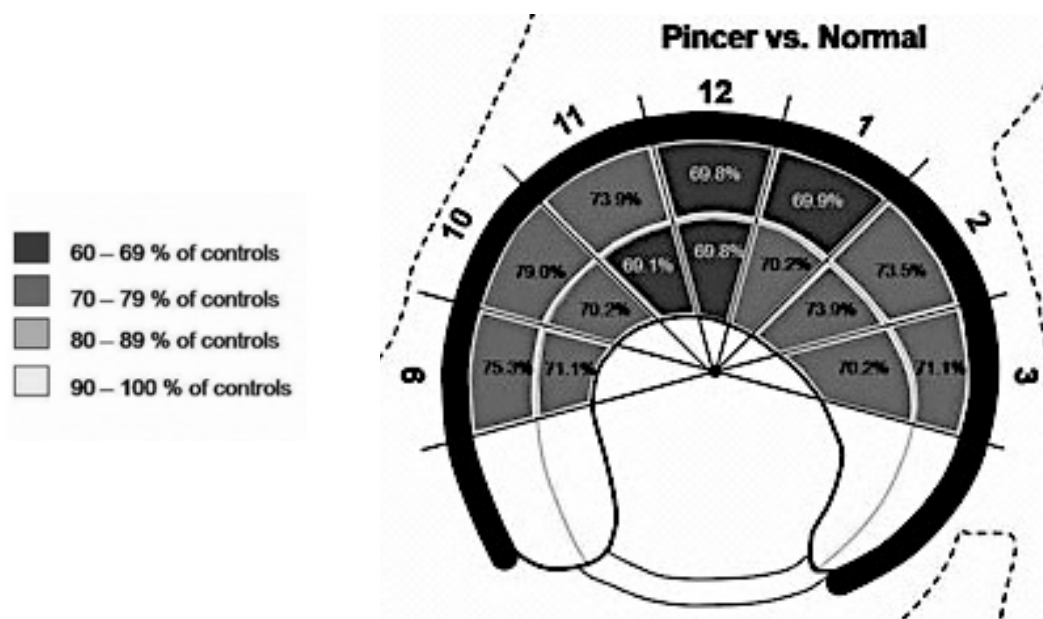
Obě dvě odchylky tvaru – jak proximálního femuru, tak acetabula vedou nejčastěji při flexi a vnitřní rotaci k předčasnému kontaktu okraje acetabula s oblastí junkce hlavice-krček. To vede postupně k degeneraci acetabulárního labra a přilehlé části chrupavky acetabula. Degenerace kloubní chrupavky pak postupuje z periferie jamky centrálně. Následně je postižena i hlavice (Ganz, 2003; Beck, 2005).

Tento patogenetický mechanismus představuje v současné době moderní koncept vzniku tzv. primární či idiopatické koxartrózy. Tomuto pohledu se věnovala i řada autorů, kteří potvrzují korelaci mezi místem nejčastějších labrálních a chondrálních lézí s místem mechanického konfliktu v případě Cam a/nebo Pincer léze (obr. 24, 25) (Beck, 2005; Ganz, 2008; Mamisch, 2011; Chládek, 2016).

Častým argumentem odpůrců tohoto přístupu je fakt, že řada Cam nebo Pincer lézí ani po desítkách let ke koxartróze nevede. Je to přičítáno individuálním a často sníženým pohybovým nárokům na kyčelní klouby. Na druhé straně je řada vrcholových sportovců s extrémními nároky na pohybový aparát, kdy i při malém stupni některé z vad dochází k rychlé progresi nálezu a rozvoji degenerativních změn nejen samotného kyčelního kloubu, ale také páteře (Chládek, 2016).

### Pincer deformita

U Pincer léze dochází ve větší míře k mechanickému kontaktu krčku a acetabulárního labra, které je tím narušováno. Hypotrofuje a vznikají v něm trhliny, cysty a kalcifikuje. Při představě hodinového ciferníku to je nejčastěji v oblasti jedenáctá až jedna hodina. Tímto způsobem se zvětšuje retrolabrální část kosti acetabula a zvětšuje se tak krytí jamky. U Pincer léze je také větší výskyt „countre – coup“ lézí. U hlubokých jamek navíc degeneruje chrupavka centrálně (Beck, 2005). K labrální lézi, typické pro Pincer deformitu, může také dojít u Cam deformity krčku v případě jeho excesivní prominence (Chládek, 2016; Rylander et al., 2010). Na obr. 24 můžeme vidět globální snížení chrupavky u léze typu Pincer. Číselné znázornění vyjadřuje snížení kvality chrupavky ze 100 % (Mamisch, 2011).

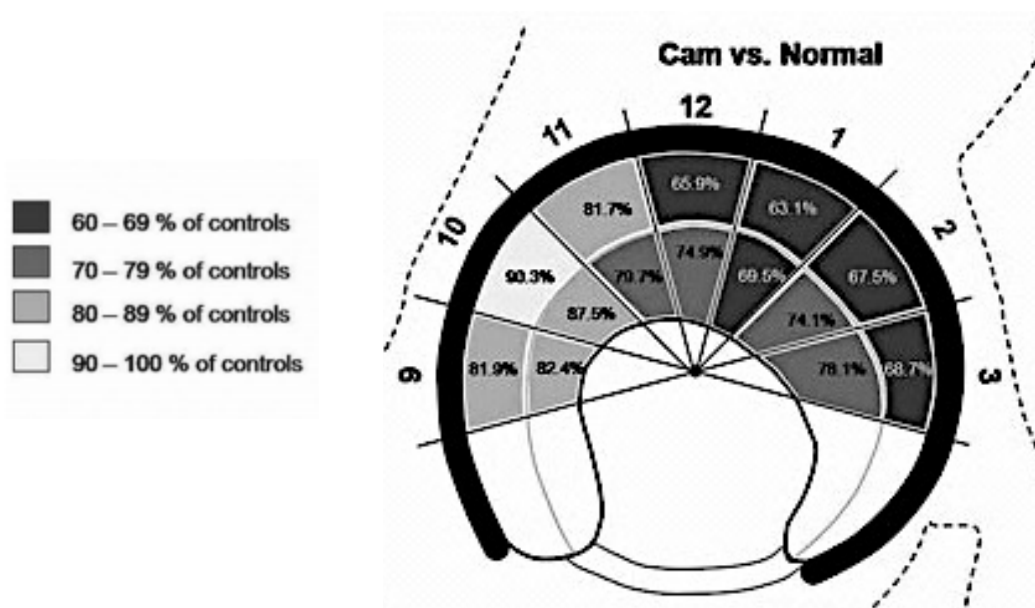


**Obrázek 24: Místo nejčastějšího postižení chrupavky acetabula při Pincer lézi**

(Zdroj: Mamisch, 2011)

## Cam deformita

U Cam léze je nejčastěji poškozená anterosuperiorní část acetabula, tedy oblast mezi dvanáctou a třetí hodinou, pokud si opět představíme acetabulum jako hodinový ciferník (obr. 25). V případě Cam léze je nejprve postižena chrupavka, která se postupně odděluje od acetabulárního labra a následně se odtrhává od subchondrální kosti a její degenerace probíhá od periferie k centru acetabula. Degenerace chrupavky hlavice femuru je způsobena jejím kontaktem s odhalenou subchondrální kostí acetabula. Postup dalších degenerativních změn je zapříčiněn zejména defektem labra, sublucací hlavice femuru, a mechanismem „countre – coup“ je také poškozována chrupavka na protilehlé dorzomediální části jamky i hlavice (Beck, 2005; Ganz, 2008). Na obr. 25 můžeme vidět antero-superiorní snížení kvality chrupavky u léze typu Cam. Číselné znázornění vyjadřuje snížení kvality chrupavky ze 100 % (Mamisch, 2011).



**Obrázek 25: Místo nejčastějšího postižení chrupavky acetabula při Cam lézi**

(Zdroj: Mamisch, 2011)

U Cam léze tedy dochází k poškození labra z mediální strany, zatímco u Pincer léze je labrum nejčastěji poškozeno celé. S tím také souvisí vysvětlení, proč je pomalejší nástup bolestí u Cam léze než u Pincer léze. To potvrzuje i výzkum Kima a Azumy, kteří prokázali existenci volných nervových zakončení v labru acetabula, která se nachází především na jeho laterální straně (Chládek, 2016; Kim a Azuma, 1995).

## 4.1 Etiologie

Etiologii FAI rozdělujeme na tzv. primární FAI, kdy pravá příčina je stále nejasná, a proto jej někdy označujeme jako idiopatický. A sekundární FAI, který vzniká na již dříve postižené kyčli.

Dříve bylo v literatuře uváděno, že nejčastěji se obtíže objeví ve třetím a čtvrtém deceniu. V současnosti se objevují obtíže u pacientů stále častěji již ve druhém deceniu (Chládek, 2016). Odborníci se přiklánějí k teorii vzniku FAI během rané adolescence, protože dosud nebyl uceleně zdokumentován výskyt některé z typických abnormalit kyčelního kloubu před desátým rokem života. Proto vznik FAI pravděpodobně souvisí se způsobem zátěže, hormonálním nastavením a také behaviorálními vlivy (zaměstnání, sed apod.). Zároveň míra a způsob zátěže hraje roli jak při definitivním tvaru kyčelního kloubu, tak se dále podílí na rozvoji případných patologických změnách (Chládek, 2016). Nedávné výzkumy poukazují na spojení FAI s nadměrnou sportovní zátěží právě v období růstu (Ghaffari et al., 2018; Nepple et al., 2015).

## 4.2 Prevalence

Výskyt FAI se v populaci udává v rozmezí 10–15 %. Tato čísla nejsou však zcela přesná, protože velké množství jedinců je asymptomatických. Ghaffari et al. (2018) ve své práci udává, že se patomorfologie FAI v běžné populaci vyskytuje u jednoho ze tří asymptomatických mužů a u jedné ze šesti asymptomatických žen.

## 4.3 Vliv sportovní zátěže na morfologii kyčelního kloubu

Samostatnou jednotkou je pak výskyt FAI u výkonnostních a vrcholových sportovců. 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).

Gerhardt (Gerhardt, 2012) našel Cam lézi u 68 % hráčů a u 50 % hráček kopané, kteří podstoupili vyšetření. Nálezů byly většinou nalezeny bilaterálně. Pincer lézi nacházel u mužů v 27 % a u žen v 10 %. Tak (Tak I., 2015) srovnával výskyt Cam

deformity, definovanou jako úhel Alfa  $> 60^\circ$ , mezi dvěma skupinami elitních fotbalistů s neukončeným kostním vývojem, jejichž tréninky probíhaly s různou frekvencí. Prevalence Cam léze byla významně vyšší ve skupině, která trénovala více než čtyřikrát týdně ve srovnání se skupinou, která trénovala maximálně třikrát týdně.

Agricola (Agricola A., 2014) během 2 let porovnával postavení kyčelního kloubu u mladých fotbalistů (průměrný věk 14 let, trénink min. 4x týdně) pomocí RTG. Závěr jejich práce byl, že během 2 let se signifikantně zvětšila Cam deformita v podobě většího Alfa úhlu a změny offsetu junkce u 50 % porovnávaných.

Neznamená to však, že všichni sportovci automaticky inklinují ke Cam deformitě. Zejména to neplatí u atletů běžců a skokanů (coxa recta) a také méně pro lezce a plavce (coxa rotunda) (Byrd, 2006; Hogervorst, 2012).

#### 4.4 **Klinický obraz**

Nejčastěji se obtíže spojené s FAI objevují u sekundárního FAI na podkladě větší sportovní zátěže. Zpočátku jsou obtíže přechodné, jejich nástup může být pomalý a nenápadný, ale jindy se projeví po jednorázovém přetížení či po drobném úrazu. Poměrně často si pacienti začínají stěžovat na obtíže při delší chůzi nebo dlouhém sezení. Typickými momenty, kdy se bolest objevuje je například: prudké zvednutí ze židle, nasedání či vysedání z auta, oblékání ponožek či nazouvání bot. Tyto pohyby mají společné to, že jsou v hluboké flexi a/nebo rotaci v kyčelním kloubu. Bolest se nejčastěji projevuje v třísle a méně často v hýždích. Ještě častěji pacient ukazuje bolest na svém těle „obejmutím“ svému boku z laterální strany kyčelního kloubu nad úrovní velkého trochanteru palcem a prsty (obr. 26). V zahraniční literatuře se tento projev obtíží označuje jako „C-sign“, jež je typický pro bolesti kyčelního kloubu (Byrd, 2010).

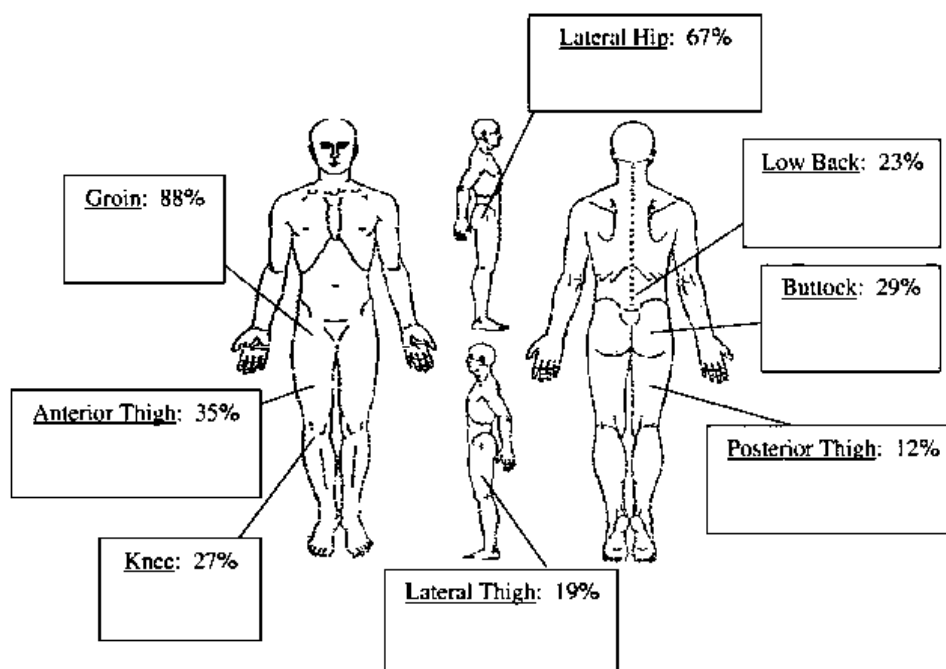


**Obrázek 26: "C sign"**

*(Zdroj: Dick, 2018)*

Bolesti na lidském těle bývají často přenesené a oblast kyčelního kloubu není výjimkou. Přenesená bolest při obtížích kyčelního kloubu se může objevovat v oblasti trochanteru, v koleni anebo na páteři, kde můžeme často najít ochranný hypertonus a kloubní blokády. Pacienti často udávají klidové či noční bolesti kyčelního kloubu. Ty jsou už prognosticky méně příznivé z pohledu konzervativní léčby. Zhoršování stavu se pak může projevit kulháním, startovacími obtížemi při vstávání například po delším sezení, pocit ztuhlosti apod. Může se objevit také přeskakování či lupání v kyčli, jenž často značí labrální či chondrální lézi (Burnett, 2006). Omezený pohyb v kyčelním kloubu je často nahrazován pohyby v bederní páteři a postupem času dochází k jejímu přetížení. Proto řada pacientů přichází s bolestmi zad. Z dlouhodobého pohledu pak můžeme u těchto pacientů vidět degenerativní změny v této oblasti (diskopatie L4/5, L5/S1) (Morgan, 2013).

Na obr. 27 jsou znázorněny nejčastější lokalizace bolestí, které referují pacienti s FAI. Procenta u jednotlivých částí lidského těla značí, kde si pacienti na bolesti stěžují. Z obrázku jasně vyplývá, že nejčastější bolesti mívají pacienti v třísle (88 %), na laterální straně kyčelního kloubu (67 %) a v přední straně stehna (35 %) (Clohisy 2009).



**Obrázek 27: Nejčastější lokalizace bolesti u FAI**

(Zdroj: Clohisy, 2009)



#### 4.5 **Klinické vyšetření**

Klinické vyšetření obsahuje vyšetření chůze a vyšetření rozsahu pohybu v kyčelním kloubu. U vyšetření rozsahu pohybu nejčastěji pozorujeme omezení do „čisté“ flexe, vnitřní rotace a addukce v kyčelním kloubu. Tyto pohyby obsahuje anteriorní impingement test, který vyšetřujeme u pacientů v leže na zádech a současně uvádíme dolní končetinu pacienta do vnitřní rotace a addukce ve flexi kyčelního kloubu (obr. 28). Jako pozitivní hodnotíme test, pokud pacient udává bolesti. Tento test je více pozitivní u Pincer lézí (Ganz et al., 2003). Pokud je však omezena zevní rotace kyčelního kloubu v extenzi a abdukci, hovoříme o pozitivitě zadního impingement testu. Pro je FAI je typické vytočení vyšetřované dolní končetiny do abdukce a zevní rotace při prováděné flexi. U globální Pincer léze FAI či koxartrózy nacházíme omezené všechny pohyby (Chládek, 2016).



**Obrázek 28: Tzn. přední impingement test**

*(Zdroj: Emary 2010)*

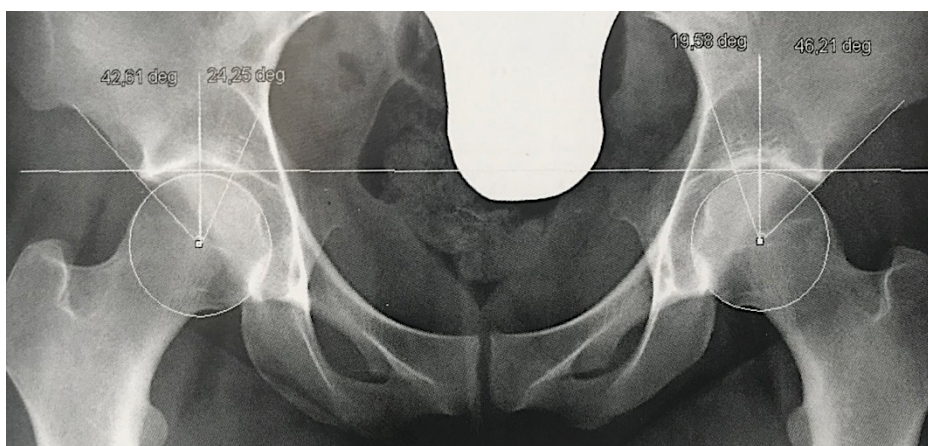
Při vyšetření se také může objevit přeskokování v oblasti kyčelního kloubu. Pokud se tak děje při aktivní či pasivní flexi, svědčí to spíše pro labrální lézi. Pokud se ale přeskočení objeví při převádění kyčle z hluboké flexe do extenze, značí nám to spíše chondrální lézi (Chládek, 2016).

#### 4.6 Přístrojové zobrazovací vyšetření

Nejrychlejším a nejsnadnějším vyšetřením, na kterém je dostatečně vidět tvar přední plochy krčku s eventuální prominencí zodpovědnou za obtíže, je sonografické vyšetření. Zároveň je vhodné pro hodnocení „off-setu“ hlavice. Nemůžeme ho však již použít pro hodnocení labrální patologie (Chládek a Trč, 2007).

Rentgenové vyšetření (RTG) poskytuje kvalitní zobrazení kostních struktur s jejich eventuálními abnormalitami. Využíváme dvou hlavních projekcí kyčelního kloubu, a to předozadní (anteroposteriorní, AP) a laterální („cross-table“, Dunnova, Frog-leg projekce) snímek pánve. AP snímek pánve je vhodný pro hodnocení hloubky, inklinace, antevertze či retrovertze acetabula („cross over sign“) či Wibergova úhlu. Laterální, ale také i AP projekci využíváme v hodnocení sféricity hlavice, Alfa úhlu a „offsetu“. RTG v diagnostice využíváme také při artrografii kyčelního kloubu s nitrokloubní aplikací kontrastní látky. Stejně tak jej využíváme při určení stupně artrózy kyčelního kloubu (Chládek, 2016).

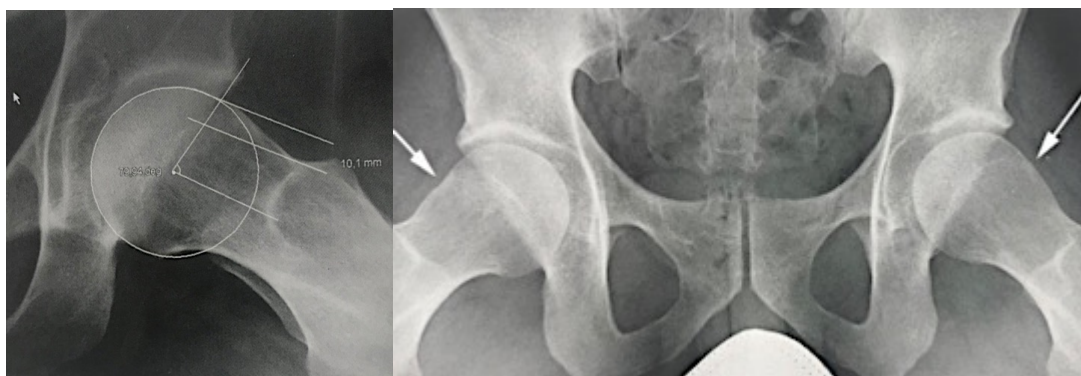
Míru krytí hlavice nejčastěji hodnotíme LCE a MCE úhly, které jsme si popsali v předchozí kapitole. Na obr. 29 můžeme vidět RTG snímek v AP projekci pacientky s oboustrannou Pincer lézí.



**Obrázek 29: RTG snímek, AP projekce s vyznačenými CE úhly**

*(Zdroj: Chládek, 2016)*

Na bočním snímku proximálních femurů (tzv. axiální projekce) hodnotíme u FAI typu Cam tvar hlavice a krčku, kde nejdůležitějšími parametry jsou Alfa úhel a tzv. „offsety“ femuru. Sféricita hlavice je na axiální projekci v typickém případě skloněna dozadu a vytváří tak tzv. "Pistol grip fenomén" (Chládek a Trč, 2007).



**Obrázek 30: RTG snímek se znázorněným Alfa úhlem a RTG snímek s oboustrannou Cam lézí**

*(Zdroj: Chládek, 2016)*

V současné době se využívá také CT 3D rekonstrukce, která nám díky softwaru přináší prostorové modely kostěných struktur, a její využití před operací snižuje riziko reoperačních zákroků. Samotné CT vyšetření se nevyužívá tak často, zejména pro radiační zátěž pacienta a vysoké ekonomické náklady (Chládek, 2016).

Magnetická rezonance (MRI) nám přináší nejkvalitnější zobrazení labra, chrupavek, vazů, kloubního pouzdra. Zobrazí nám také svaly v okolí kyčelního kloubu, což nám pomáhá v diferenciální diagnostice, zdali se jedná o FAI nebo obtíže pacienta mají jinou příčinu. Více než k zobrazení kostních struktur využíváme MRI k posouzení stavu kortikální kosti a otoku kostní dřeně, včetně lokalizace fibrocystických změn juncce. Viditelné změny morfologie kloubní chrupavky jsou známkou pokročilého procesu degenerace, jelikož v počátečních stádiích dochází zvláště ke změnám na histologické úrovni. Využíváme také MRI s kontrastní látkou, tzv. MRI artrografii (MRA) pro kvalitnější zobrazení labra a chrupavky. Výsledky se využívají při plánování operačního řešení. Nespornou výhodou MRI je zobrazení měkkých tkání a absence radiační zátěže pro pacienta, které přináší RTG či CT (Chládek, 2016; Riley et al., 2015).

## 5 CHŮZE

Posturálně – lokomoční vztahy páteř – pánev – kyčelní kloub je nutné zkoumat v pohybu. Zaměřili jsme se proto na nejčastěji prováděný pohyb, tedy na chůzi. Zkoumání chůze v kontextu FAI je hlavním předmětem této práce. Proto přiblížíme lidskou chůzi i z teoretického hlediska.

Chůzi můžeme vnímat jako motorický úkon vyžadující koordinaci svalů končetin a trupu. Můžeme ji také vnímat jako rytmický transitorní pohyb kyvadlového charakteru. Chůze začíná v určité výchozí poloze a přes nulové postavení prochází obloukem do jedné krajní polohy a následně pokračuje do druhé krajní polohy stále dopředu a celý systém se tak rytmicky posunuje vpřed, kdy je ve směru pohybu vytvářeno vždy nové kontralaterální punctum fixum (Véle, 2006). Člověk používá k pohybu vpřed zkřížený vzor chůze, tedy že horní končetiny se pohybují v opačném směru než homolaterální dolní končetiny (Gasc, 2001; Vojta & Peters, 2010).

### 5.1 Charakteristika chůze

Za normálních okolností je chůze pohyb vzpřímeného těla vpřed, který je vykonávaný 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) (Bernačiková 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). Přesnější rozdělení jednotlivých fází kroku najdeme v následující podkapitole.

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).

## 5.2 Fáze krokového cyklu

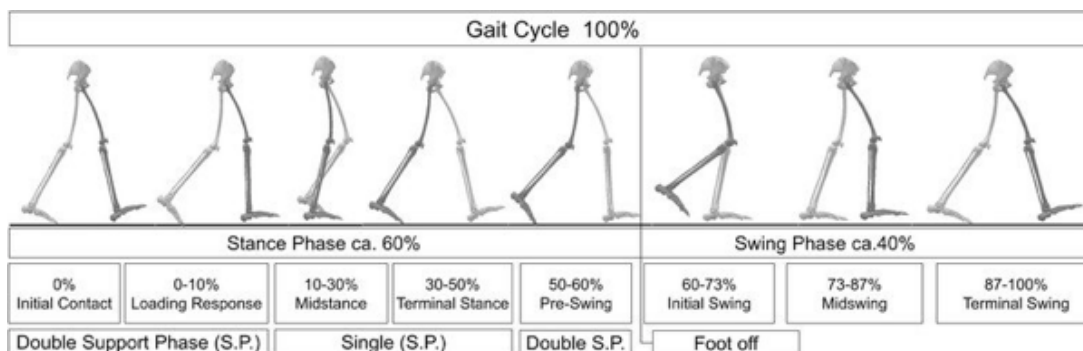
Popis jednotlivých fází krokového cyklu zpřesňuje diagnostiku a vyhodnocení kinematické analýzy. V naší práci jsme zvolili popis jednotlivých fází krokového cyklu dle Perry (Perry, 1992).

### 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)



**Obrázek 31: Krokový cyklus**

(Zdroj: Perry, 2002)

### 5.3 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. Zde stojná a švihová fáze zabírá přibližně stejnou část krokového cyklu. Během závodu tak mohou dosáhnout rychlosti vyšší než 3,3 metru za sekundu (Neumann, 2009).

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

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 metrů za sekundu (Neumann, 2009).

## 6 ANALÝZA LIDSKÉ POSTURY A POHYBU

### 6.1 Monitorování lidské lokomoce

Při popisu lidské lokomoce se jedná o vytvoření modelu lokomoce a jeho následné ověření. V podstatě se jedná o systémovou analýzu pohybu, ve které nejprve dochází k rozložení celku na části a po jejich deskripci o syntézu opět v jeden celek. Mezi základní metody sloužící k popisu lokomoce, které jsou běžně používány, patří:

- kinematická analýza
- elektromyografie
- inverzní dynamika
- elektroencefalografie.

### 6.2 Analýza lidského pohybu

Analýzu pohybové činnosti můžeme provádět na několika úrovních, v závislosti na cílech analýzy. Kvalitativní 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 (Janura a Zahálka, 2004).

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). Tyto metody jsme využili v našem výzkumu.

### 6.3 Kinematická analýza

„Při kinematické analýze je pohyb posuzován bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují. Základní posloupnost fyzikálních veličin vychází z určení závislosti dráhy na čase, ze které jsou dále odvozeny závislosti pro rychlost a zrychlení. Vzhledem k charakteru pohybu segmentů lidského těla je často využívána také analogická triáda pro úhlové veličiny, kdy ze závislosti úhlu na čase je odvozena úhlová rychlost a následně úhlové zrychlení. Z matematického hlediska se jedná o využití opakovaného derivování“ (Janura, 2011).

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

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).

#### 6.3.1 Technické vybavení a specifikace 3D kinematické analýzy pohybu

Systém 3D kinematické analýzy 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. V ideálním případě by měly být kamery v prostoru rozmístěny takovým způsobem, aby každý marker, umístěný na snímané osobě, byl 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).



**Pravidla pro nastavení a použití kamer (Soumar, 2011):**

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

Laboratoř, ve které náš výzkum probíhal, byla vybavena optoelektrickým systémem Qualisys. Měli jsme k dispozici 8 kamer, které byly stacionárně připevněny ke stropu. Celá laboratoř včetně rozmístění kamer byla nastavena ve spolupráci s Mgr. Soumarem, Ph.D. s ohledem na zmiňovaná pravidla nastavení a použití kamer.



**Obrázek 32: Laboratoř pro analýzu pohybu**

*(Zdroj: Dinda, 2016)*

**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

### 6.3.2 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 možnostem pracoviště (Janura a Zahálka, 2004).

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).

### 6.3.3 Definice tělních segmentů

K sestavení 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).

### 6.3.4 Software

Nejvíce rozšířenými systémy pro pořizování 3D kinematické analýzy jsou v současnosti Vicon a Qualisys. Pro účely našeho výzkumu jsme měli k dispozici systém Qualisys, který umožňuje naměřená data s vysokou přesností zpracovat a výsledky následně převést do souřadného systému. Pro tyto účely slouží softwary:

- Qualisys Track Manager (QTM)
- Visual3D

Qualisys Track Manager umožňuje provedení kalibrace kamer a prostoru a následně samotné snímání pohybu. V tomto programu jsou také definovány jednotlivé markery, které jsou přiřazeny k jednotlivých tělním segmentům. Software umožňuje konkrétní označení markerů pro daný pohyb uložit a vytvoří tak tzv. „aim“. Při následném měření stejného pohybu je program schopný tento „aim“ aplikovat na pohyb automaticky a není již nutné markery znovu ručně definovat. K dalšímu zpracování slouží software Visual3D. Aby mohla být data zpracována ve Visual3D, jsou vyexportována do formátu .c3d. Visual3D je pokročilý software sloužící k následné analýze a prezentaci vyexportovaných dat.

## 6.4 3D kinematická analýza u pacientů s FAI – současné studie

Omezení aktivního i pasivního rozsahu pohybu je obecně prokázáno u pacientů s FAI ve srovnání se zdravými. Použití moderních technologií v podobě 3D kinematické analýzy umožňuje porovnat dynamický rozsah pohybu kyčelního kloubu při činnostech jako je právě chůze (Alshameeri a Khanduja, 2014). Vědeckých prací, které se zabývají kinematickou analýzou pohybu a jeho změnou u pacientů s FAI za posledních 10 let přibýlo zejména za účelem objasnění biomechanických konsekvencí FAI na lidský pohyb. Pro náš výzkum byly inspirací práce z biomechanických laboratoří v Kanadě a Austrálii. Některé studie přibližujeme v následujícím textu jako přehled toho, co bylo předmětem jejich sledování.

Studie z biomechanické laboratoře University of Ottawa (Kennedy, 2009; Brisson, 2012) hodnotí pomocí 3D kinematické analýzy pohybu chůzi u pacientů s FAI v porovnání se zdravou kontrolní skupinou. Práce Kennedyho hodnotí změnu pohybu v kyčelním kloubu a pohyb pánevního pletence při chůzi. Bylo porovnáváno 17 pacientů s jednostranným FAI typu „cam“ s kontrolní skupinou 14 jedinců zcela zdravých. U skupiny pacientů s FAI se ukázalo signifikantní zmenšení pohybů v kyčelním kloubu zejména do flexe a abdukce. Zároveň se prokázal menší rotační pohyb pletence pánevního.

Rylander et al. (Rylander, 2011) ve své studii zkoumal rozdíly v chůzi a v chůzi do schodů u jedenácti pacientů s jednostranným FAI, těsně před artroskopickou operací kyčelního kloubu a jeden rok po zákroku. Dle jeho výsledků se zvětšil rozsah pohybu v postiženém kyčelním kloubu v sagitální rovině do flexe v průměru o 3°. Rozsah pohybu ve frontální rovině a do extenze zůstal nezměněn. Pacienti subjektivně udávali snížení bolesti

a subjektivní zlepšení v běžných fyzických aktivitách. Autor dále uvádí, že tyto výsledky, ukazující abnormální pohybový vzorec v kyčelním kloubu při chůzi, korelují s výsledky výzkumu pacientů s osteoartrózou kyčelního kloubu.

Práce Brissona a kol. (Brisson, 2012) hodnotí efekt korektivní operace kyčelního kloubu u FAI jednostranných „cam“ lézí. Pro stanovení normativních dat bylo naměřeno 13 zdravých osob. Ve studii bylo hodnoceno 10 pacientů s FAI, kteří podstoupili artroskopickou operaci kyčelního kloubu. Po následném klidovém režimu

a rehabilitační léčbě byli pacienti pooperativně opět změřeni a vyhodnoceni po uplynutí doby  $21,1 \pm 9,4$  měsíců. Na základě výsledků vyplynulo, že nedošlo k signifikantní změně v parametrech měřených předoperačně v porovnání s pooperačním stavem pacientů.

Hunt et al. (Hunt, 2013) zkoumal pomocí kinematické analýzy 30 jedinců se symptomatickým FAI indikovaným k chirurgickému řešení a stejný počet zdravých osob v kontrolní skupině v běžné chůzi. Z jeho výsledků vyplývá, že pacienti s FAI vykazují oproti zdravým jedincům rozdíly v biomechanice chůze. Probandi s FAI se prokazovali pomalejší chůzí, než tomu bylo u kontrolní skupiny. Dále u nich byl zjištěn signifikantně nižší rozsah pohybu do extenze, addukce a vnitřní rotace a v určité míře i flexe se zevní rotací.

Diamond a kol. (Diamond, 2015) zkoumali biomechanické odchylky v chůzi u pacientů s FAI. Porovnávali chůzi u 15 pacientů s diagnostikovaným FAI (typ Cam, nebo kombinovaný) se zdravou kontrolní skupinou. Měření pomocí 3D kinematické analýzy ukázalo na minimální odchylky, protože jediný zjištěný rozdíl byl rozsah pohybu v sagitální rovině, a to v průměru o  $4^\circ$  menší než u kontrolní skupiny. V ostatních parametrech byly rozdíly zanedbatelné. Se stejnou skupinou pacientů prováděli také analýzu dřepu (Diamond, 2016). U skupiny FAI se prokázalo vychýlení pánve, menší addukce a vnitřní rotace kyčelního kloubu na straně postižené dolní končetiny.

Connor a kol. (Connor, 2017) porovnávali 20 pacientů s FAI s 20 zdravými jedinci pomocí 3D kinematické analýzy v chůzi do schodů. Z jejich zjištění nevyplýval signifikantní rozdíl v pohybech v kyčelních kloubech mezi pacienty s FAI a zdravými probandy. Došli k závěru, že určité rozdíly jsou, ale nejsou signifikantně významné.

Z předešlých výsledků studií zabývajících se biomechanickými rozdíly chůze u pacientů s FAI oproti zdravé populaci jsou poměrně nejednotné. Diamond et al. (2016) se domnívá, že do problematiky biomechanických vad pohybového aparátu u pacientů s FAI by bylo možné nahlédnout hlouběji zkoumáním dalších a složitějších pohybových úkonů. V našem výzkumu jsme vycházeli z předešlých poznatků a zaměřili jsme se tedy nejen na pohyby v kyčelním kloubu, ale také na pohyby pánve při běžné chůzi u osob s FAI.

## **EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST**

V následujících kapitolách bude detailně představen vlastní výzkum, a tedy stěžejní část celé této disertační práce. Experimentální část práce obsahuje:

- Cíle práce a hypotézy
- Metodiku práce
- Výsledky
- Diskuzi

## 7 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

### 7.1 Cíle práce

Cílem této experimentální práce bylo zjistit patologické projevy při chůzi po rovině u pacientů, kteří mají objektivizačními metodami (RTG, CT) potvrzenou morfologickou změnu acetabula či proximálního femuru (FAI typu Pincer a/nebo Cam).

Dílčím cílem této práce je detailně přiblížit morfologickou stavbu kyčelního kloubu a pánve a její dopad na funkci, resp. na pohyb lidského organismu. Záměrně jsme se detailně zaměřili na teoreticko-nozologické souvislosti, abychom mohli touto prací dále rozvinout náhled na etiopatogenezi bolestí a degenerativních změn kyčelního kloubu a páteře.

Výsledky a metodika této práce by měly posloužit k přesnější diagnostice a objektivizaci progresu postižení FAI.

## 7.2 Hypotézy

**H0 1:** Předpokládáme signifikantní rozdíl v základních parametrech chůze u osob s FAI v porovnání s kontrolní skupinou.

**H0 2:** Předpokládáme signifikantní rozdíl v pohybech v kyčelním kloubu při chůzi u osob s FAI v porovnání s kontrolní skupinou.

**H0 3:** Předpokládáme signifikantní rozdíl v pohybech pánve při chůzi u osob s FAI v porovnání s kontrolní skupinou.

**H0 4:** Předpokládáme signifikantní změny i v pohybech komplementárně spojených (kolenní kloub, hlezenní kloub) při chůzi u osob s FAI v porovnání s kontrolní skupinou.



## 8 METODIKA PRÁCE

### 8.1 Výzkumný soubor

Do studie bylo pro účely této disertační práce zahrnuto 39 probandů, z toho 21 osob s diagnostikovaným FAI a 18 zdravých osob jako kontrolní skupina. Všichni probandi byli před samotným vyšetřením seznámeni s průběhem výzkumu a poskytli informovaný souhlas s použitím osobních údajů pro potřeby celého výzkumu a samotné disertační práce. Sběr dat a samotný výzkum probíhal od března 2016 do listopadu 2018. Vhodný výběr probandů byl zajištěn ve spolupráci s MUDr. Petrem Chládkem, který se jako lékař – ortoped specializuje na problematiku FAI.

Zkoumaný vzorek 21 osob s FAI byl složen ze 7 žen a 14 mužů ve věku 24 až 47 let. U 16 osob byl nález FAI typu Cam, u 2 osob FAI typu Pincer a u 3 osob FAI smíšeného typu. U 13 pacientů byl FAI jednostranný (5 pravostranných, 8 levostranných) a u 8 oboustranný. Všem zkoumaným osobám byl femoroacetabulární impingement syndrom diagnostikován na základě klinického a zobrazovacího RTG či CT vyšetření. Kontrolní skupinu tvořilo 18 osob a z toho 8 žen a 10 mužů ve věku 19 až 37 let. Jednalo se o zdravé aktivní jedince, kteří byli vybráni z řad dobrovolníků a kolegů. Abychom vyloučili strukturální poruchy kyčelního kloubu u lidí v kontrolní skupině, využili jsme zobrazovací vyšetření MRI s následným vyhodnocením lékařem – specialistou.

### 8.1.1 Zahrnující a vylučující kritéria výzkumného souboru

**Skupina FAI** musela splňovat tato kritéria:

- Věk probandů mezi 18 až 50 lety
- Symptomatický obraz FAI – bolest na přední straně stehna, v třísle nebo ve střední části hýždě při aktivním či pasivním pohybu (pozitivní „impingement test“) a to chronického či intermitentního charakteru
- Potvrzený FAI zobrazovacími metodami (RTG, MRI)
- Neprodělané traumatické, operační či degenerativní postižení dolních končetin a páteře
- Absence radikulární symptomatologie
- Svalová síla svalů v oblasti kyčelního kloubu minimálně 4. stupně svalového testu dle Jandy
- Rozsah pohybu v kyčelním kloubu minimálně 90° do flexe a 10° do vnitřní rotace i extenze

**Kontrolní skupina** musela splňovat tato kritéria:

- Věk mezi 18 až 50 lety
- Neprodělané traumatické, operační či degenerativní postižení dolních končetin a páteře
- Absence akutních či chronických vertebrogenních a jiných subjektivních obtíží, které by mohly ovlivnit testované pohybové vzory
- Absence operačních zákroků na páteři či dolních končetinách
- Absence subjektivních obtíží typických pro FAI
- Negativní klinický „impingement test“
- Fyziologický rozsah pohybu v kyčelním kloubu
- Objektivní vyloučení strukturálních patologií pomocí MRI

### 8.1.2 Průběh klinického vyšetření

#### *Skupina FAI*

Pacienti podstoupili vyšetření u lékaře P.CH. s následným RTG nebo MRI potvrzením FAI. Před samotným měřením jsme všem zkoumaným probandům s FAI odebrali anamnézu, abychom vyloučili jakékoliv 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, vyšetření taktilního cití a byly provedeny napínací manévry. Poté všichni probandi absolvovali vyšetření rozsahu pohybů v kyčelních kloubech pomocí planimetrické metody.

#### *Kontrolní skupina*

Všichni probandi z kontrolní skupiny absolvovali vyšetření u P.CH. s následným vyšetřením MRI pro vyloučení patologie kyčelního kloubu. Před samotným měřením byla všem probandům odebrána anamnéza pro vyloučení jakéhokoli traumatického či dalšího postižení dolních končetin a páteře, 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.

## 8.2 Průběh měření

Příprava laboratoře pro měření a samotné měření bylo provedeno dle zmíněného postupu v kapitole 6.3.

### 8.2.1 Kalibrace

Kalibraci jsme prováděli za pomoci kalibračního módu programu Qualisys Track Manager a kalibrační sady, která se skládá z trojúhelníku (kalibrační rám ve tvaru písmene „L“) a hůlky (obr. 34). Nejprve jsme na předem dané místo na podlaze přiložili kalibrační rám, díky kterému dochází k určení hranic podlahy a definování os X, Y, Z v prostoru. Hůlkou, která má na svých koncích markery, jejichž vzdálenost je přesně definovaná, jsme následně pohybovali několik desítek vteřin v prostoru, kde se realizovalo vlastní měření. Těmito pohyby se jednak kalibroval prostor a jednak vymezoval prostor, ve které se markery zaznamenávaly.



**Obrázek 33: Kalibrační hůlka a kalibrační rám**

*(Zdroj: Dinda, 2016)*

### 8.2.2 Definice tělních segmentů

V naší práci jsme vycházeli ze standardizovaného definování segmentů rozvržení markerů dle systému Helen Hayes (Kadaba, 1990). Pro tento výzkum byly pro každého probanda 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 – fyzioterapeut.

**Tabulka 2: Definované tělní segmenty**

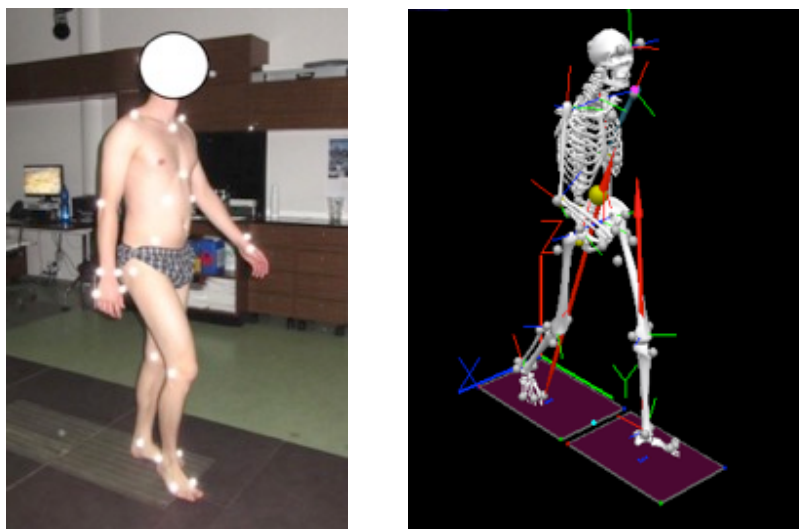
<b>Segment hrudníku byl tvořen 8 markery:</b>	
RAC	Right acromion (acromion l. dx.)
LAC	Left acromion (acromion l. sin.)
SJN	Sternum jugular notch (fossa jugularis sternalis)
SXS	Sternum xiphisternal joint (procesus xiphoideus)
TV3	Thoracic vertebrae 3 (vertebra thoracica)
V10	Thoracic vertebrae 10 (vertebra thoracica)
Lzebro	Laterální vrchol angulus costae 7. sin.
Rzebro	Laterální vrchol angulus costae 7. dx.
<b>Segment pánve byl tvořen 4 markery:</b>	
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.)
<b>Segmenty stehna, bérce a aker DK byly tvořeny 16 markery:</b>	
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 l. dx.)
LFLE	Left femur lateral epicondyle (epicondylus lateralis femoris l. sin.)
RFME	Right femur medial epicondyle (epicondylus medialis femoris l. dx.)
LFME	Left femur medial epicondyle (epicondylus medialis femoris l. sin.)
RTTC	Right tibial tuberosity (tuberositas tibiae l. dx.)
LTTC	Left tibial tuberosity (tuberositas tibiae l. sin.)
RFAX	Right apex of the styloid process, head of tibia (caput fibulae l. dx.)
LFAX	Left apex of the styloid process, head of tibia (caput fibulae l. sin.)
RFAL	Right fibula apex of lateral malleolus (malleolus lateralis l. dx.)
LFAL	Left fibula apex of lateral malleolus (malleolus lateralis l. sin.)
RTAM	Right tibia apex of medial malleolus (malleolus medialis l. dx.)
LTAM	Left tibia apex of medial malleolus (malleolus medialis l. sin.)
RFCC	Right posterior surface of calcaneus (calcaneus dx. posteriorní část)
LFCC	Left posterior surface of calcaneus (calcaneus sin. posteriorní část)

(Zdroj: vlastní zpracování)

### 8.2.3 Průběh měření

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

Nejdříve si každý proband vyzkoušel chůzi po chodníku bez zaznamenávání pohybu, až poté bylo provedeno měření. Chůze po rovině byla měřena 3 - 6x s prvním výkrokem levou nohou a 3 - 6x s prvním výkrokem pravou nohou. Chůzi po rovině provedl proband po rovném 5 metrů dlouhém chodníku z dřevěných panelů pokrytých PVC, který ležel ve zkalibrovaném prostoru.

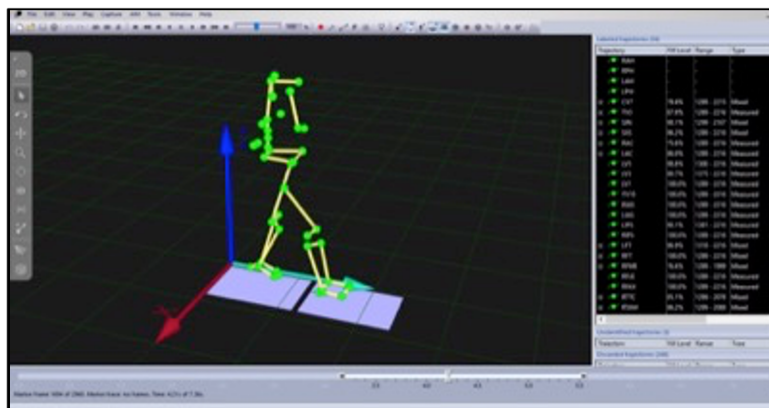


**Obrázek 34: Průběh měření – chůze**

*(Zdroj: Dinda, 2016)*

### 8.2.4 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 pokládat za skutečné markery, což by mělo negativní vliv na výsledky měření. Takovýmto způsobem upravená data byla exportována do formátu .c3d.

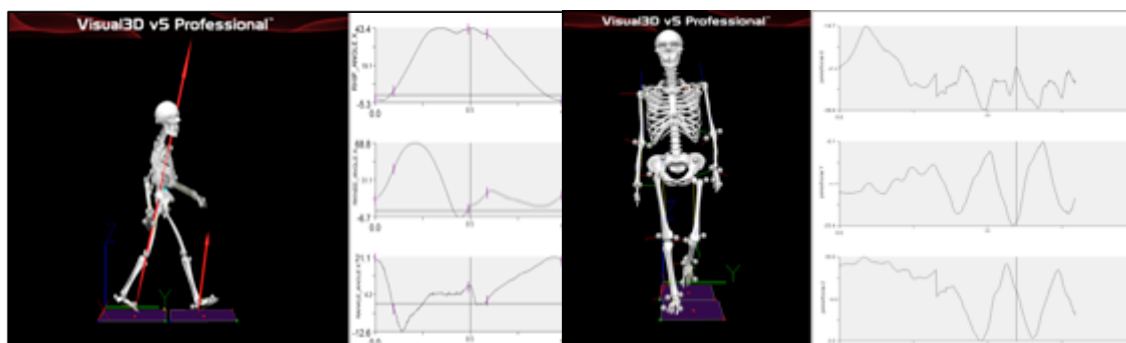


**Obrázek 35: Ukázka práce v programu Qualisys Track Manager**

(Zdroj: Dinda, 2016)

V programu Visual3D následně proběhlo definování jednotlivých tělesných segmentů. Poté bylo možné ve Visual 3D přejít k samotnému vyhodnocení výsledků. U chůze po rovině bylo předmětem výzkumu:

- základní parametry chůze
- rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální a frontální rovině
- pohyby pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině
- rozsah pohybu v kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině



**Obrázek 36: Ukázka práce v programu Visual 3D**

(Zdroj: Dinda, 2016)

### 8.3 Zpracování dat a testování hypotéz

U každého probanda bylo hodnoceno 3 až 6 jednotlivých kroků dané končetiny. Počet měřených kroků závisel na úspěšnosti měřících pokusů. V programu Visual3D byly vypočteny časové průběhy zkoumaných veličin (úhly v kyčelním kloubu, koleni a kotníku, natočení pánve) a získány i ostatní srovnávané parametry chůze (rychlost a kadence chůze, délka kroku). Pro možnost srovnání probandů a skupin mezi sebou byly časové průběhy převedeny na procenta krokového cyklu. Parametry chůze byly normalizovány na délku končetiny a rychlost chůze. Pro další srovnání ve skupinách byly dosažené hodnoty parametrů každého probanda zprůměrovány. Průměrné průběhy jednotlivých parametrů jsou znázorněny v následujících grafech a z nich jsou vytipované nosné hodnotící parametry – maxima, minima a rozsahy úhlů a jejich lokální extrémy, normalizované i nenormalizované délky kroku, rychlosti a kadence chůze. Tyto parametry pak byly statisticky porovnány pro potvrzení daných hypotéz.

Při analýze výsledků byl u každého parametru vypočítán průměr a směrodatná odchylka z celé skupiny probandů s FAI a z celé kontrolní skupiny. Dále byl proveden Shapiro-Wilkoxonův test normality, který měl prokázat platnost výběru z normálního rozdělení. Pro určení platnosti rozdílu výsledků byl proveden výpočet intervalů spolehlivosti na hladině významnosti 0,05. Statistická významnost rozdílů mezi skupinami zdravých a nemocných, tedy potvrzení daných hypotéz, byla stanovena parametrickým T – testem středních hodnot se zvolenou hladinou významnosti  $p < 0,05$ . Pro hodnocení parametrů, které se nechovaly jako výběr z normálního rozdělení, byl použit neparametrický Mann-Whitneyho test. Cohenovo  $d$  uvádím pro možnost srovnání mezi studii zkoumajícími tutéž výzkumnou otázku pomocí různě zvolených proměnných. Pro popis významnosti výsledků byla použita Cohen-Sawilovského tabulka.

Chybu výpočtu parametrů (úhlů v prostoru) lze odhadnout z kalibrace měřícího systému. Stanovení polohy jednotlivých markerů nebylo nikdy s větší chybou než 0,5 mm (dáno směrodatnou odchylkou při kalibraci). Úhel byl v nejhorším případě vypočítán pouze ze dvou bodů vzdálených minimálně 15 cm, všechny ostatní případy jsou přesnější. Maximální chyba měření úhlů daným systémem je tedy  $0,8^\circ$ . Takže rozdíly výsledků pod hranicí cca  $1^\circ$ , nelze brát jako směrodatné, jelikož jsou pod možnou rozlišovací



schopností přístroje. Chyba stanovení rychlosti a kadence chůze a délky krokuje při použití systému Qualisys a Visual3D je hluboko pod jedno procento. Ostatní chyby, jako přesnost lepení markerů, pohyby kůže a další, jsem nebyl schopen odhadnout a pro platnost výsledků jsem nucen odkázat se pouze na statistické zpracování.

## 9 VÝSLEDKY

Kinematickou analýzou bylo změřeno celkem 39 probandů - 21 pacientů s FAI a 18 osob v kontrolní skupině.

**Výsledky obsahují následující hodnocené parametry:**

- Základní parametry chůze
- Flexe – extenze v kyčelním kloubu
- Addukce – abdukce v kyčelním kloubu
- Flexe – extenze v kolenním kloubu
- Flexe – extenze v hlezenním kloubu
- Rotace pánve v sagitální rovině (anteverze/retroverze)
- Pohyby pánve ve frontální rovině (sešikmení)
- Rotace pánve v transverzální rovině

## 9.1 Základní parametry chůze

V naší práci jsou zahrnuté základní parametry chůze, které poukazují na základní vlastnosti lidské chůze, a které jsme porovnávali mezi skupinou s FAI a kontrolní skupinou. Hodnotili jsme následující parametry:

- Délka kroku
- Délka kroku – korekce na délku nohy (m)
- Délka kroku – korekce na délku nohy a rychlost (m/s)
- Kadence chůze
- Kadence chůze – korekce na délku nohy (m)
- Kadence chůze – korekce na délku nohy a rychlost (m/s)
- Rychlost chůze

**Tabulka 3: Hodnoty základních parametrů u skupiny s FAI**

FAI SKUPINA						
Parametr	Jednotky	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Délka kroku	m	0,66	0,05	0,63	0,68	ne
Délka kroku (m)	m/m	0,74	0,06	0,71	0,77	ano
Délka kroku (m/s)	m*s/m <sup>2</sup>	0,52	0,19	0,42	0,62	ne
Délka nohy	m	0,89	0,07	0,85	0,93	ano
Kadence chůze	step/s	1,62	0,35	1,44	1,80	ne
Kadence chůze (m)	step/m*s	1,85	0,48	1,61	2,10	ne
Kadence chůze (m/s)	step/m <sup>2</sup>	1,59	0,46	1,36	1,83	ano
Rychlost chůze	m/s	1,18	0,16	1,10	1,26	ne

**Tabulka 4: Hodnoty základních parametrů chůze u kontrolní skupiny**

<b>KONTROLNÍ SKUPINA</b>						
<b>Parametr</b>	<b>Jednotky</b>	<b>Průměrná hodnota</b>	<b>SD</b>	<b>Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)</b>	<b>Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)</b>	<b>Normalita rozdělení</b>
Délka kroku	m	0,72	0,07	0,69	0,75	ano
Délka kroku (m)	m/m	0,85	0,09	0,82	0,89	ano
Délka kroku (m/s)	m*s/m <sup>2</sup>	0,75	0,29	0,62	0,87	ne
Délka nohy	m	0,85	0,06	0,82	0,87	ne
Kadence chůze	step/s	1,37	0,43	1,18	1,56	ne
Kadence chůze (m)	step/m*s	1,62	0,52	1,40	1,85	ne
Kadence chůze (m/s)	step/m <sup>2</sup>	1,29	0,41	1,11	1,47	ano
Rychlost chůze	m/s	1,28	0,20	1,19	1,37	ano

**Tabulka 5: Hodnoty časoprostorových parametrů chůze – porovnání skupin**

POROVNÁNÍ						
Parametr	Jednotky	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	P-hodnota: Mann-Whitney test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
<b>Délka kroku</b>	<b>m</b>	<b>-0,06 (9 %)</b>		<b>0,004</b>	<b>0,97</b>	<b>Velmi velká</b>
<b>Délka kroku (m)</b>	<b>m/m</b>	<b>-0,11 (13 %)</b>	<b>0,000</b>		<b>1,46</b>	<b>Obrovská</b>
<b>Délka kroku (m/s)</b>	<b>m*s/m2</b>	<b>-0,23 (31 %)</b>		<b>0,006</b>	<b>0,89</b>	<b>Velmi velká</b>
Délka nohy	m	0,05 (5 %)		0,077	0,67	Velká
Kadence chůze	step/s	0,25 (16 %)		0,065	0,63	Velká
Kadence chůze (m)	step/m*s	0,23 (12 %)		0,208	0,45	Střední
<b>Kadence chůze (m/s)</b>	<b>step/m2</b>	<b>0,31 (19 %)</b>	<b>0,034</b>		<b>0,70</b>	<b>Velká</b>
Rychlost chůze	m/s	-0,10 (8 %)		0,096	0,56	Velká

*Pozn.: červeně jsou vyznačené signifikantně významné rozdíly.*

### **Shrnutí:**

U porovnání základních parametrů skupiny FAI a kontrolní skupiny bylo zjištěno, že délka kroku je statisticky významně nižší u postižených končetin, a to i v případě normalizace parametru na délku nohy a normalizace parametru na délku nohy a rychlost chůze. Statisticky významné se také projevilo zvýšení kadence chůze při normalizaci na délku nohy a rychlost chůze u skupiny FAI.

## 9.2 Flexe – extenze v kyčelním kloubu

**Tabulka 6: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (extenze)	-7,00	5,82	-10,09	-3,92	ano
Maximum úhlu (flexe)	29,30	4,18	27,08	31,52	ano
Úhlový rozsah	36,30	3,75	34,32	38,29	ano
Průměrný úhel	12,88	5,08	10,18	15,57	ano
Lokální minimum (40-60 %)	-7,00	5,82	-10,09	-3,92	ano

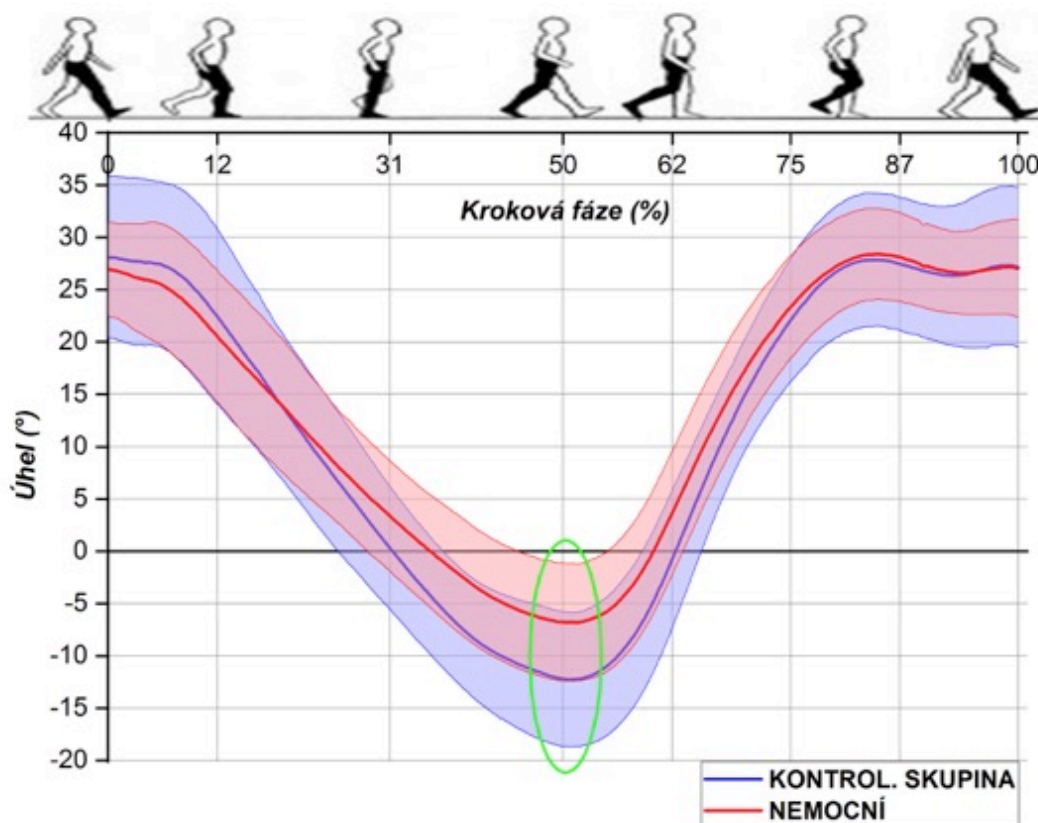
**Tabulka 7: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (extenze)	-12,51	6,22	-15,26	-9,76	ano
Maximum úhlu (flexe)	30,06	7,42	26,78	33,34	ano
Úhlový rozsah	42,57	5,84	39,99	45,15	ano
Průměrný úhel	11,01	6,02	8,28	13,74	ano
Lokální minimum (40-60 %)	-12,57	6,35	-15,45	-9,69	ano

**Tabulka 8: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ				
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
<b>Minimum úhlu (extenze)</b>	<b>5,50 (44 %)</b>	<b>0,009</b>	<b>0,91</b>	<b>Velmi velká</b>
Maximum úhlu (flexe)	-0,76 (3 %)	0,713	0,12	Malá
<b>Úhlový rozsah</b>	<b>-6,27 (15 %)</b>	<b>0,001</b>	<b>1,24</b>	<b>Obrovská</b>
Průměrný úhel	1,87 (14 %)	0,324	0,33	Střední
<b>Lokální minimum (40-60 %)</b>	<b>5,57 (44 %)</b>	<b>0,009</b>	<b>0,91</b>	<b>Velmi velká</b>

**Graf 1: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI a kontrolní skupiny**



**Shrnutí:**

Signifikantní změny v hodnotách parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelními kloubu během chůze u skupiny s FAI a kontrolní skupiny byly naměřeny zejména v menší extenzi kyčelního kloubu při stojné fázi koncového stoje. Znázorněno v grafu 1.



### 9.3 Addukce – Abdukce v kyčelním kloubu

**Tabulka 9: Hodnoty parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (addukce)	-9,66	6,81	-13,14	-6,17	ano
Maximum úhlu (abdukce)	5,96	7,23	2,26	9,66	ano
Úhlový rozsah	15,62	4,39	13,37	17,86	ano
Průměrný úhel	-1,03	6,08	-4,15	2,08	ano

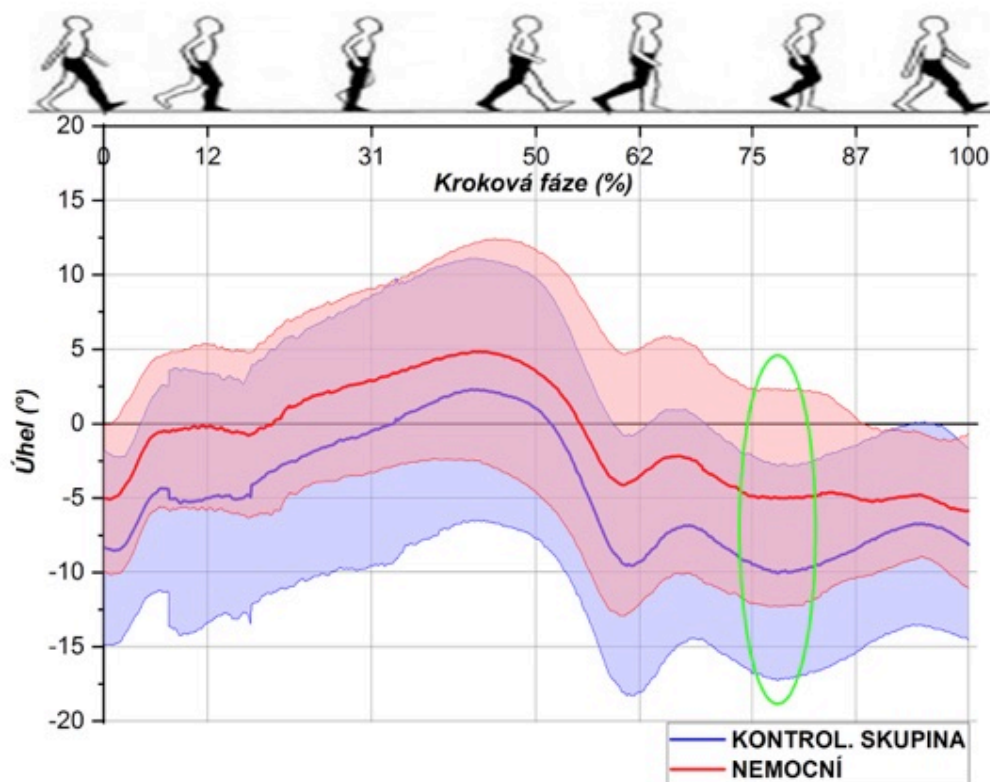
**Tabulka 10: Hodnoty parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (addukce)	-14,33	7,43	-17,61	-11,04	ano
Maximum úhlu (abdukce)	4,32	8,48	0,57	8,07	ano
Úhlový rozsah	18,65	6,01	15,99	21,31	ano
Průměrný úhel	-4,71	6,92	-7,85	-1,57	ano

**Tabulka 11: Porovnání hodnot parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ				
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
<b>Minimum úhlu (addukce)</b>	<b>4,67 (33 %)</b>	<b>0,050</b>	<b>0,65</b>	<b>Velká</b>
Maximum úhlu (abdukce)	1,64 (28 %)	0,526	0,21	Střední
Úhlový rozsah	-3,03 (16 %)	0,088	0,56	Velká
Průměrný úhel	3,68 (78 %)	0,094	0,56	Velká

**Graf 2: Porovnání hodnot parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI a kontrolní skupiny**



**Shrnutí:**

Prokázalo se signifikantní zvětšení průměrných minimálních hodnot addukce v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI. Dále se projevila signifikantně vyšší addukce uprostřed švihové fáze postižené DK (viz. Graf 2).

Pozn.: Parametry v tabulkách 9 a 10 byly počítány z jednotlivých křivek pacientů a teprve následně zprůměrovány. V Grafu 2 jsou zobrazeny průměry celých křivek všech pacientů. Extrémy křivek v grafu tedy nemusí zcela odpovídat průměrovaným parametrům v tabulce.

#### 9.4 Flexe – extenze v kolenním kloubu

**Tabulka 12: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze u skupiny FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (extenze)	-4,38	3,17	-6,00	-2,76	ano
Maximum úhlu (flexe)	59,58	5,58	56,72	62,43	ano
Úhlový rozsah	63,95	5,01	61,39	66,52	ano
Průměrný úhel	19,04	4,09	16,95	21,13	ano
Lokální minimum (30-50 %)	3,61	3,87	1,63	5,60	ano

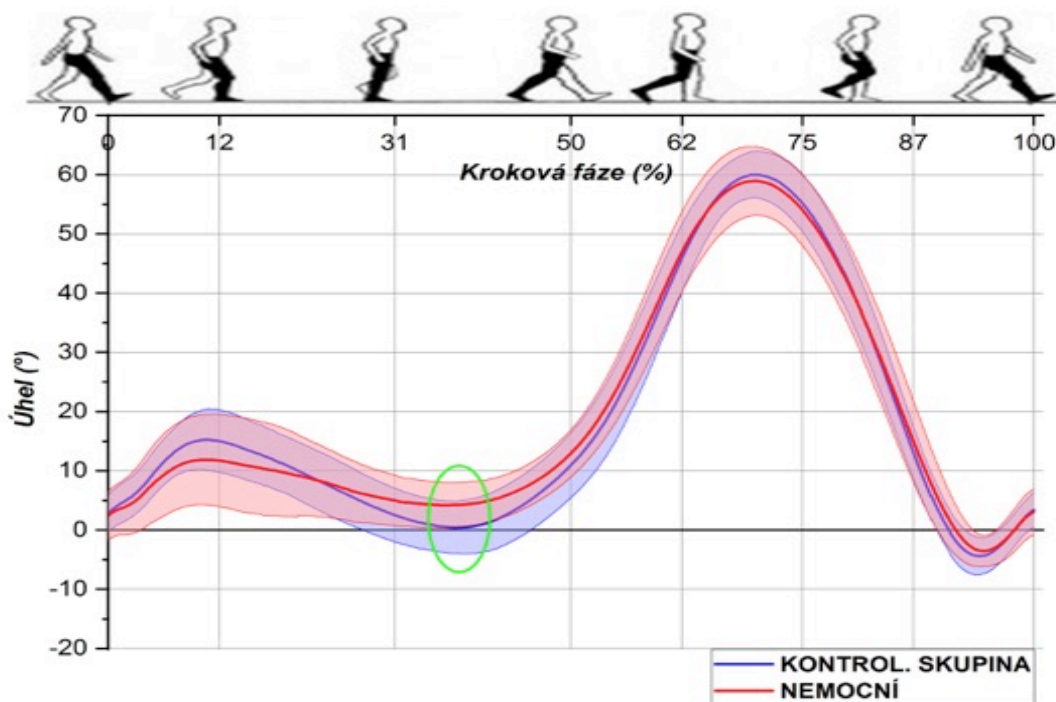
**Tabulka 13: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (extenze)	-4,70	3,15	-6,09	-3,31	ano
Maximum úhlu (flexe)	60,44	3,72	58,79	62,08	ano
Úhlový rozsah	65,14	4,30	63,23	67,04	ano
Průměrný úhel	18,42	3,15	17,03	19,82	ano
Lokální minimum (30-50 %)	-0,31	4,29	-2,21	1,58	ne

**Tabulka 14: Porovnání hodnot parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ					
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	P-hodnota: Mann-Whitney test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
Minimum úhlu	0,91 (100 %)	0,754		0,10	Malá
Maximum úhlu	0,12 (100 %)	0,569		0,19	Malá
Úhlový rozsah	1,24 (100 %)	0,433		0,26	Střední
Průměrný úhel	0,33 (100 %)	0,597		0,17	Malá
<b>Lokální minimum (30-50 %)</b>	<b>0,91 (100 %)</b>		<b>0,002</b>	<b>0,95</b>	<b>Velmi velká</b>

**Graf 3: Porovnání hodnot parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**



**Shrnutí:**

Prokázalo se signifikantní zmenšení hodnoty extenze v kolenním kloubu ve fázi koncového stoje postižené DK u skupiny FAI.

## 9.5 Flexe – extenze v hlezenním kloubu

**Tabulka 15: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze u skupiny FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	61,46	7,30	57,60	65,33	ano
Maximum úhlu	88,45	3,81	86,43	90,47	ano
Úhlový rozsah	26,99	4,85	24,42	29,56	ne
Průměrný úhel	77,32	3,44	75,43	79,21	ano
Lokální minimum (50-70 %)	61,21	7,45	57,10	65,31	ano

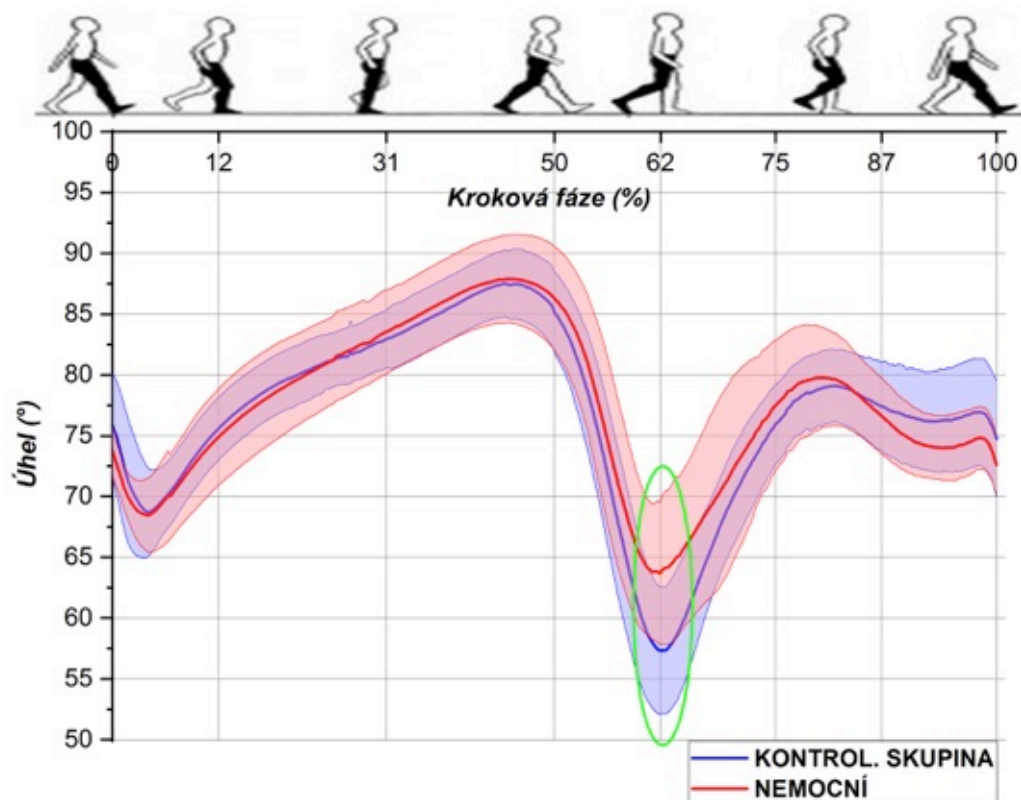
**Tabulka 16: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	55,65	4,85	53,50	57,79	ano
Maximum úhlu	88,03	2,96	86,72	89,34	ano
Úhlový rozsah	32,38	5,52	29,94	34,82	ano
Průměrný úhel	76,68	2,38	75,63	77,73	ano
Lokální minimum (50-70 %)	55,65	4,85	53,50	57,79	ano

**Tabulka 17: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ					
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	P-hodnota: Mann-Whitney test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
<b>Minimum úhlu</b>	<b>5,82 (9 %)</b>	<b>0,005</b>		<b>0,97</b>	<b>Velmi velká</b>
Maximum úhlu	0,42 (0 %)	0,703		0,13	Malá
<b>Úhlový rozsah</b>	<b>-5,39 (17 %)</b>		<b>0,003</b>	<b>1,03</b>	<b>Velmi velká</b>
Průměrný úhel	0,64 (1 %)	0,506		0,22	Střední
<b>Lokální minimum (50-70 %)</b>	<b>5,56 (9 %)</b>	<b>0,009</b>		<b>0,92</b>	<b>Velmi velká</b>

**Graf 4: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**





**Shrnutí:**

Prokázala se signifikantně nižší plantární flexe v hlezenním kloubu při koncové fázi kroku postižené DK u skupiny FAI.

## 9.6 Rotace pánve v sagitální rovině (anteverze/retroverze)

**Tabulka 18: Hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze u skupiny FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (retroverze)	1,65	7,98	-3,13	6,44	ano
Maximum úhlu (anteverze)	8,14	4,14	5,66	10,62	ne
Úhlový rozsah	6,49	5,18	3,38	9,60	ne
Průměrný úhel	4,76	5,75	1,32	8,21	ano
Lokální minimum (40-60 %)	2,37	8,54	-2,75	7,49	ano

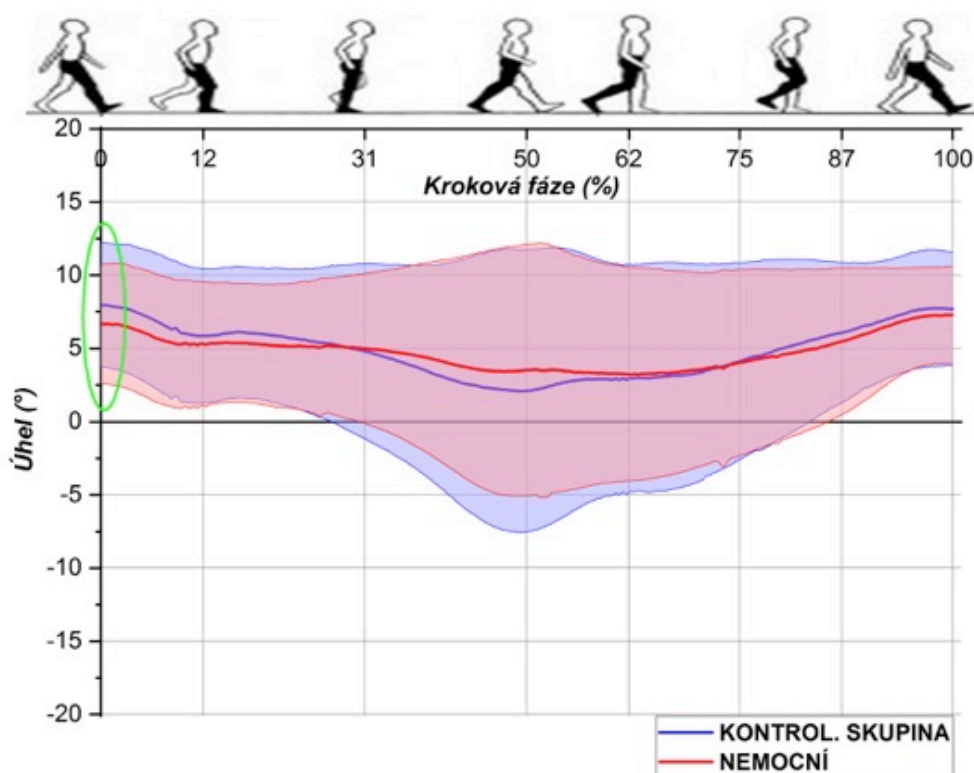
**Tabulka 19: Hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu (retroverze)	0,31	8,93	-3,85	4,47	ano
Maximum úhlu (anteverze)	9,10	4,11	7,19	11,02	ano
Úhlový rozsah	8,79	7,55	5,27	12,32	ne
Průměrný úhel	4,81	5,93	1,96	7,66	ano
Lokální minimum (40-60 %)	1,34	9,19	-3,07	5,75	ano

**Tabulka 20: Porovnání hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ					
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	P-hodnota: Mann-Whitney test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
Minimum úhlu	1,34 (81 %)	0,662		0,16	Malá
<b>Maximum úhlu</b>	<b>-0,96 (11 %)</b>		<b>0,057</b>	<b>0,23</b>	<b>Střední</b>
Úhlový rozsah	-2,30 (26 %)		0,469	0,34	Střední
Průměrný úhel	-0,05 (1 %)	0,983		0,01	Velmi malá
Lokální minimum (40-60 %)	1,03 (44 %)	0,750		0,12	Malá

**Graf 5: Porovnání hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**



**Shrnutí:**

Prokázalo se signifikantní zmenšení průměrných maximálních hodnot rotace v sagitální rovině (anteverze) během chůze u skupiny FAI. Prokázalo se také nesignifikantní zmenšení ventro-dorzálních exkurzí pánve během chůze u skupiny FAI.

### 9.7 Pohyby pánve ve frontální rovině (sešikmení)

**Tabulka 21: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze u skupiny FAI**

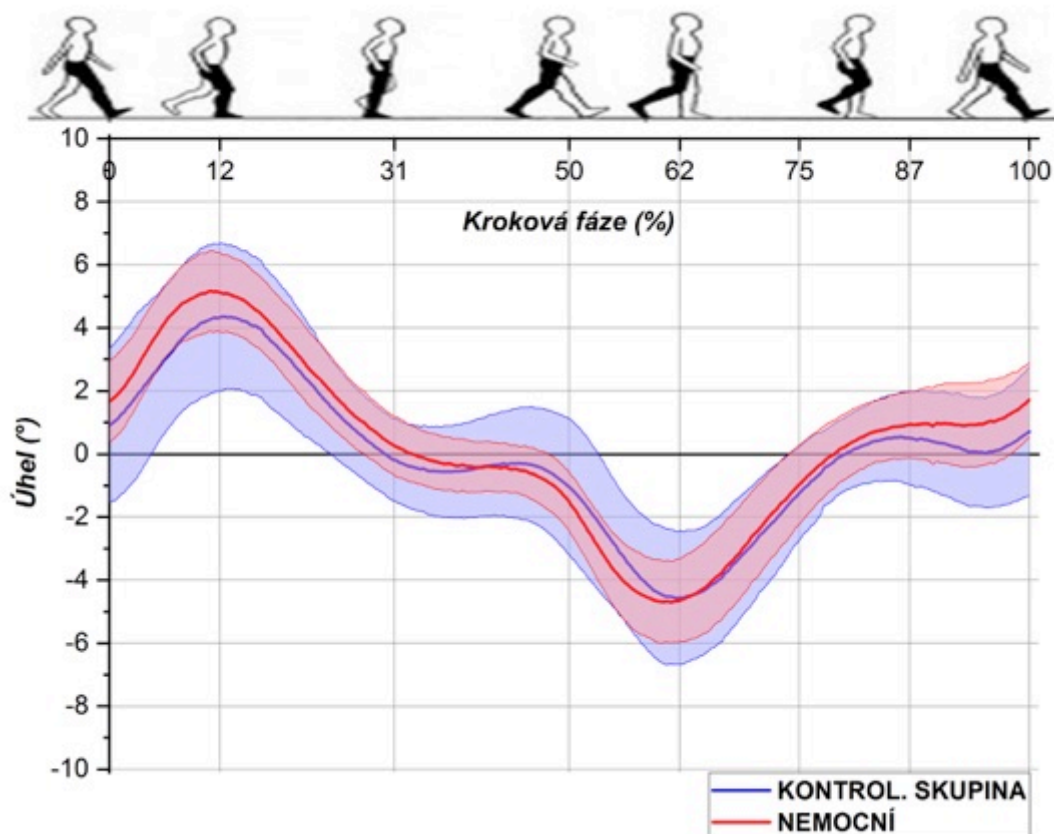
SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	-4,82	1,38	-5,65	-3,99	ano
Maximum úhlu	5,33	1,26	4,58	6,08	ano
Úhlový rozsah	10,15	2,36	8,74	11,56	ano
Průměrný úhel	0,25	0,65	-0,15	0,64	ano
Lokální maximum (0-20 %)	5,33	1,26	4,58	6,08	ano

**Tabulka 22: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze u kontrolní skupiny**

KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	-4,87	2,13	-5,86	-3,88	ano
Maximum úhlu	4,81	2,35	3,71	5,90	ano
Úhlový rozsah	9,68	3,84	7,89	11,47	ano
Průměrný úhel	-0,06	1,05	-0,57	0,44	ano
Lokální maximum (0-20 %)	4,67	2,32	3,56	5,79	ano

**Tabulka 23: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ				
Měřená veličina	Rozdíl průměrů (%)	P-hodnota: T-test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
Minimum úhlu	0,06 (1 %)	0,933	0,03	Malá
Maximum úhlu	0,52 (10 %)	0,463	0,26	Střední
Úhlový rozsah	0,47 (5 %)	0,694	0,14	Malá
Průměrný úhel	0,31 (126 %)	0,350	0,34	Střední
Lokální maximum (0-20 %)	0,66 (12 %)	0,356	0,34	Střední

**Graf 6: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

**Shrnutí:**

Neprokázal se signifikantní rozdíl v pohybech pánve ve frontální rovině v celém krokovém cyklu mezi skupinou FAI a kontrolní skupinou. Prokázala se nesignifikantní změna v postavení pánve ve frontální rovině (sešikmení) směrem k postižené DK u skupiny FAI při stejné fázi kroku.

## 9.8 Rotace pánve v transverzální rovině

**Tabulka 24: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze u skupiny FAI**

SKUPINA FAI					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	1,02	9,08	-4,42	6,46	ne
Maximum úhlu	10,85	5,01	7,85	13,86	ne
Úhlový rozsah	9,84	4,98	6,85	12,82	ano
Průměrný úhel	5,78	6,89	1,66	9,91	ne
Lokální minimum (40-60 %)	1,77	9,40	-3,62	7,16	ne

**Tabulka 25: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze u kontrolní skupiny**

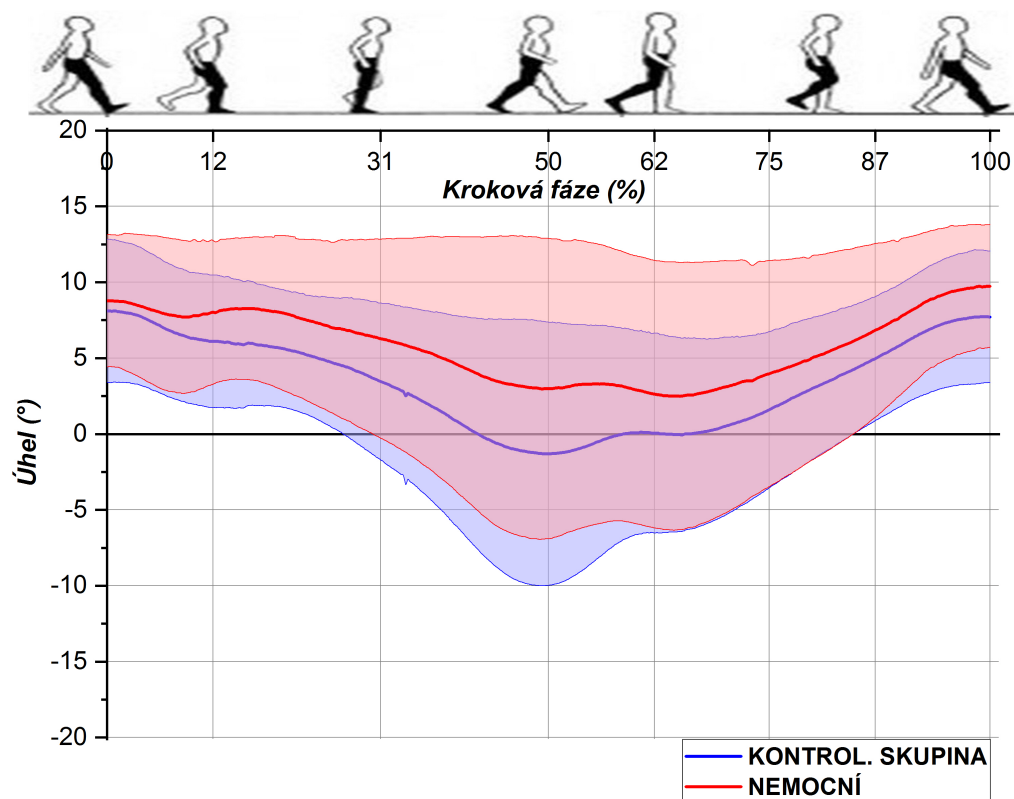
KONTROLNÍ SKUPINA					
Měřená veličina	Průměrná hodnota	SD	Spodní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Horní hranice intervalu spolehlivosti (95 %)	Normalita rozdělení
Minimum úhlu	-1,51	8,07	-5,27	2,25	ano
Maximum úhlu	9,30	4,77	7,07	11,52	ano
Úhlový rozsah	10,81	7,97	7,09	14,52	ne
Průměrný úhel	3,25	4,83	0,93	5,57	ne
Lokální minimum (40-60 %)	-1,89	7,92	-5,69	1,92	ano



**Tabulka 26: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**

POROVNÁNÍ				
Měřená veličina	Rozdíl průměrů	P-hodnota: Mann-Whitney test	Velikost účinku: Cohen-d	Velikost účinku – dle tabulky Cohen-Sawilowsky
Minimum úhlu	2,53 (167 %)	0,372	0,30	Střední
Maximum úhlu	1,56 (14 %)	0,391	0,32	Střední
Úhlový rozsah	-0,97 (9 %)	0,933	0,14	Malá
Průměrný úhel	2,53 (44 %)	0,588	0,44	Střední
Lokální minimum (40-60 %)	3,66 (194 %)	0,279	0,43	Střední

**Graf 7: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny**



**Shrnutí:**

Neprokázal se signifikantní rozdíl v pohybech pánve v transverzální rovině v celém krokovém cyklu mezi skupinou FAI a kontrolní skupinou. Prokázaly se nesignifikantně snížené exkurze pohybů pánve v transverzální rovině směrem k postižené DK u skupiny FAI při koncové fázi kroku.

## 10 DISKUZE

Femoro-acetabulární impingement je relativně nedávny objev v problematice bolestí a degenerace kyčelního kloubu. Řadou odborníků je také považován za tzv. „preartrotický stav“ kyčelního kloubu. Výzkum v ortopedické oblasti je intenzivní díky řadě autorů (R. Ganz, K.A. Siebenrock, M. Leuning, M.J. Phillippon, ...). Výzkum funkčních souvislostí se vznikem FAI a jeho důsledky na lidský pohyb je však poměrně limitovaný. Proto jsme se rozhodli přispět k lepšímu pochopení funkčně – strukturálních vztahů našim výzkumem, který byl zaměřen na sledování projevů FAI v chůzi pomocí kinematické analýzy pohybu. Zaměřili jsme se také na teoretické popsání funkčně – strukturálních vztahů páteř – pánev – kyčel.

Výsledky experimentální části práce nám potvrdily, že u základních parametrů chůze u skupiny FAI se signifikantně zmenšila délka kroku (- 9 %,  $p = 0,004$ ), a to i v případě normalizace parametru na délku nohy (-13 %,  $p = 0,000$ ), a také při normalizaci parametru na délku nohy a rychlost chůze (-31 %,  $p = 0,006$ ). Statisticky významný rozdíl se projevil zvýšením normalizované kadence kroků při chůzi u FAI skupiny oproti kontrolní skupině (+ 19 %,  $p = 0,034$ ). Jelikož se rychlost chůze signifikantně nezměnila (+ 8 %,  $p = 0,096$ ), potvrdili jsme tím hypotézu HO 1. Rychlost chůze, která se signifikantně nemění je kompenzována zmenšenou délkou kroku a zvýšenou kadencí kroků.

Při hodnocení pohybů v kyčelním kloubu se signifikantní změny projevíly v sagitální rovině zmenšením v průběhu celého krokového cyklu (flexe-extenze) (- 6,27°, - 15 %,  $p = 0,001$ ) a nejvíce při extenzi v koncové fázi krokového cyklu (-5,57°, -44 %,  $p = 0,009$ ). Ve frontální rovině se prokázalo signifikantní zvětšení addukce během švihové fáze krokového cyklu (+ 4,67°, + 33 %,  $p = 0,05$ ). Potvrdili jsme tímto hypotézu HO 2 a HO 3.

V rámci kinematické analýzy a komplexnosti měření jsme hodnotili také pohyby v kolenním kloubu (flexe – extenze) a v hlezenním kloubu (plantární flexe – dorzální flexe) pro potvrzení či vyloučení kompenzačních mechanismů stereotypu chůze u osob s FAI. U pohybů kolenního kloubu se potvrdilo signifikantní zmenšení extenze ve střední fázi krokového cyklu (- 3,61°, 109 %). V kolenním kloubu je tedy i ve stejné fázi

přetrvávající mírná flexe. V hlezenním kloubu došlo k signifikantnímu zmenšení plantární flexe ve fázi předšvihu ( $- 5,82^\circ$ , 9 %,  $p = 0,005$ ).

Analýza a následné vyhodnocení pohybů pánve prokázalo signifikantní zmenšení průměrných maximálních hodnot antevertze pánve ( $- 0,96^\circ$ , - 11 %,  $p = 0,057$ ). Toto zjištění je však pod hranicí rozlišovací schopnosti měřícího systému. Došlo také k nesignifikantnímu zmenšení ventro-dorzálních exkurzí pánve během celého krokového cyklu ( $- 2,30^\circ$ , 26 %,  $p = 0,469$ ). Ve frontální rovině se nesignifikantně změnilo postavení pánve (sešikmení) směrem k postižené DK při stojné fázi ( $0,52^\circ$ , 10 %,  $p = 0,463$ ). Současně se ukázaly i nesignifikantní změny ve smyslu snížených exkurzí pohybů pánve v transverzální rovině směrem k postižené DK při koncové fázi kroku ( $- 2,53^\circ$ , 167 %,  $p = 0,372$ ). Pohyby pánve kolem všech tří os jsou však obecně při chůzi velmi malé a jsou na hranici rozlišovací schopnosti námi použité metody. Pro potvrzení hypotézy HO 4 bychom potřebovali zpřesnit způsob měření, anebo změnit charakter prováděného pohybu.

Z výše uvedených výsledků můžeme usuzovat, že omezená extenze v kyčelním kloubu může vést k omezené extenzi v kolenním kloubu a plantární flexi v hlezenním kloubu. Tím se zkracuje fáze předšvihu, tedy fáze dvojí opory, a noha se rychleji odvaluje od podložky. Výsledkem je zkrácený krokový cyklus postižené dolní končetiny a zvýšená kadence chůze. Dále jsme mohli pozorovat, že postižená dolní končetina je permanentně v mírně addukčním postavení. Toto zjištění koresponduje s obvyklým zkratem a zvýšeným napětím svalů adduktorů kyčelního kloubu při poruchách kyčelního kloubu.

U pohybů pánve v sagitální rovině se změna pohybu projevila zejména mírně antevertzním postavením pánve po celou dobu krokového cyklu u skupiny FAI. Můžeme říci, že pohyby pánve byly „tužší“ a nedochází k plynulému přechodu antevertze – retrovertze. To může vést k přetěžování SI kloubu a následně bederní páteře. Toto naše zjištění sice není signifikantní, ale potvrzuje ho svou prací i P. M. Morgan (Morgan, 2013). Právě omezení pohybů pánve v sagitální rovině můžeme hodnotit jako výsledek strukturálního omezení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu díky FAI. Ve frontální rovině se ukázalo větší sešikmení pánve na stranu postižení dolní končetiny. Toto zjištění koresponduje s klinickým obrazem chůze u pacientů s degenerativním postižením kyčelního kloubu, a také to potvrzuje Laura Diamondová ve své

práci (Diamond L., 2017). V transversální rovině je pohyb pánve mírně omezený („tuhý“) po celou dobu krokového cyklu. Z výsledků také vychází, že po celou dobu krokového cyklu je pánev mírně natočená k postižené dolní končetině. To může korespondovat se zkrácenými adduktory kyčelního kloubu upínající se na pánev. Naše zjištění ohledně pohybu pánve nejsou sice statisticky pevně prokázána, ale naznačují, že při zvýšení počtu probandů a zpřesnění měřící metody jsou v souladu s předchozími studii. Naše práce tedy měla některé podobné parametry s pracemi L. Diamondové (2016), M.A. Hunta (2013), a M.J. Kennedyho (2009), se kterými jsme konfrontovali naše výsledky. Tito autoři se také zabývali funkčními dopady FAI na pohyb člověka za využití 3D kinematické analýzy.

Porovnávání výsledků základních parametrů chůze v naší práci odpovídalo práci M.A. Hunta, který stejně jako my potvrdil u osob s FAI, avšak nesignifikantně, kratší délku kroku v průměrných hodnotách (FAI = 0,67 m; kontrolní skupina = 0,68 m). V naší práci jsme však ještě zpřesnili hodnoty pro délku kroku normalizací na délku nohy a normalizací na délku nohy a rychlost chůze. Ostatní práce rozdílů v základních parametrech chůze neuváděly.

Výsledky prokázané kinematickou analýzou v naší práci se v oblasti kyčelního kloubu shodují s pracemi M.A. Hunta, L. Diamondové a M.J. Kennedyho. Autoři se shodují na omezení celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině nebo přímo extenzi v kyčelním kloubu. M.A. Hunt dokonce potvrzuje i větší addukci během krokového cyklu. Výsledné hodnoty u pohybů pánve se potvrdily s autorem M.J. Kennedym, který shodně uvádí změnu v postavení pánve ve frontální rovině (sešikmení) směrem k postižené DK u skupiny FAI při stojné fázi.

Z výše uvedených zjištění můžeme tvrdit, že v naší práci byla vhodně zvolena metodika a celkový charakter práce. Největšími objevy této práce můžeme zmínit signifikantně menší délku kroku (i normalizovanou), signifikantně menší extenzi v kyčelním kloubu a menší exkurze pánevního pletence související s FAI. Jako přínos této práce vnímáme komplexní pohled na pohyby v kloubech celé dolní končetiny (pánev, koleno, hlezno) včetně analýzy pohybů pánve. Veškeré výsledky a závěry této práce musíme však prezentovat s obezřetností, protože některé naměřené hodnoty jsou na hraně rozlišovací schopnosti měřící techniky.

Chůze se tedy jeví jako pohyb nenáročný na rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve vztahu k FAI. Přesto v naší studii byla prokázána omezení, která při takto frekventovaném pohybu mohou vést dlouhodobě k strukturálním změnám. Z klinické praxe pozorujeme, že FAI nalézáme často u výkonnostních či vrcholně sportujících jedinců nebo naopak u dlouhodobě sedících lidí. Z tohoto pohledu vnímáme jako určitý limit této práce nevyhodnocení pohybů vyžadujících větší rozsah pohybu v oblasti kyčelního kloubu a pánve. V další výzkumné práci bychom proto rádi vyhodnotili například chůzi do schodů a zaměřili se i na osový orgán a jeho funkci s ohledem na FAI.

Závěrem bych rád podpořil tendenci o propojení klinického projevu obtíží pacientů s FAI s přístrojovými vyšetřovacími metodami, tedy podpoření Evidence Based Medicine. Tu se snaží v oblasti fyzioterapie v České republice zasadit právě prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D. Zvláště u pacientů FAI dokáže zkušený odborník rozpoznat problém ještě dříve, než si pacient začne stěžovat na bolesti zad či kyčelního kloubu. Objektivizační metody včetně kinematické analýzy mohou diagnostiku a následný terapeutický postup lépe zacílit a léčbu zefektivnit, nejen u pacientů s FAI.

## ZÁVĚR

Předmětem této disertační práce byl výzkum zaměřený na hodnocení lidského pohybu pomocí 3D kinematické analýzy. Zaznamenávali a porovnávali jsme běžnou chůzi u zdravých jedinců se skupinou osob, u kterých byl prokázán FAI. Stanovené hypotézy byly prokázány následovně:

- Délka kroku je statisticky významně nižší u postižených končetin, a to i v případě normalizace parametru na délku nohy a normalizace parametru na délku nohy a rychlost chůze.
- Statisticky významně se projevilo zvýšení normalizované kadence kroků při chůzi u skupiny s FAI.
- Extenze v kyčelním kloubu je signifikantně nižší při stejné fázi postižené DK než u zdravých jedinců.
- Addukce v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI se signifikantně zvětšila v průměrných minimálních hodnotách uprostřed švihové fáze postižené DK.
- Extenze v kolenním kloubu se signifikantně zmenšila ve fázi koncového stoje postižené DK.
- Plantární flexe v hlezenním kloubu se signifikantně zmenšila v koncové fázi krokového cyklu u postižené DK.
- Pohyby pánve v sagitální rovině byly signifikantně menší v průměrných maximálních hodnotách u skupiny FAI.
- Pohyby pánve ve frontální (sešikmení) a transversální rovině (rotace) k postižené DK byly prokázány při stejné, resp. koncové fázi krokového cyklu, avšak rozdíly byly statisticky nevýznamné.

Naše práce prokázala určité společné rysy se zjištěním některých autorů z renomovaných zahraničních laboratoří pohybu, kteří se také zabývají funkčními dopady FAI na lidský pohyb. Rozšířili jsme tyto poznatky o změny v základních parametrech chůze (délka kroku, kadence) a změnu v pohybech ostatních kloubů dolní končetiny (koleno, hlezno). Analýzou pohybů pletence pánevního se naše práce stála komplexnější a tyto poznatky mohou zpřesnit funkční diagnostiku pacientů s bolestmi dolních končetin či páteře.

Pro přesnější pochopení vzniku FAI je bezesporu důležitým aspektem popsání vztahů páteř-pánev-kyčel (v anglické literatuře spine-hip relations, SHR). Riviére a kol. (Riviére, 2017) pomocí RTG popsal tvar pánve a páteře ve vztahu k FAI při změně polohy těla. Dosud však není práce, která by tyto vztahy potvrdila zaznamenáním pohybu v reálném čase, tedy například v kombinaci s 3D kinematickou analýzou. Zde vidíme prostor pro naši další výzkumnou práci.



## REFERENČNÍ SEZNAM

- AGNVALL, C., SWÄRD AMINOFF, A., TODD, C., JONASSON, P., THORESON, O., SWÄRD, L., KARLSSON, J., BARANTO, A. Range of Hip Joint Motion Is Correlated With MRI-Verified Cam Deformity in Adolescent Elite Skiers. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2017, 5-6.
- AGRICOLA, R., J. H. J. M. BESSEMS, A. Z. GINAI, M. P. HEIJBOER, R. A. VAN DER HEIJDEN, J. A. N. VERHAAR, H. WEINANS a J. H. WAARSING. The Development of Cam-Type Deformity in Adolescent and Young Male Soccer Players: A case-control study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012, 40, 1099-1106.
- ANDRIACCHI, T. P., E. J. ALEXANDER. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*. 2000, 10., 33(10), 1217–1224.
- ARBIB, M. A. *The handbook of brain theory and neural networks*. 2nd ed. Cambridge, Mass.: MIT Press, 2003.
- ASAY, J.L., MÜNDERMANN, A. a ANDRIACCHI, T.P. Adaptive patterns of movement during stair climbing in patients with knee osteoarthritis. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2009, 27, 325–9.
- AYENI, O.R., CHAN, K., AL-ASIRI, J., CHIEN, T., SPRAGUE, S., LIEW, S., BHANDARI, M. Sources and quality of literature addressing femoroacetabular impingement. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013, 21, 2, 415-419.
- BAGWELL, J.J., SNIBBE, J., GERHARDT, M., POWERS, C.M. Hip kinematics and kinetics in persons with and without cam femoroacetabular impingement during a deep squat task. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2016, 31, 87–92.
- BANDY, W, REESE, N. *Joint Range of Motion and Muscle Length Testing*. St Louis, MS:Saunders Elsevier; 2010.

- BANERJEE, P., MCLEAN, CH.R., BRIGGS, K., KUPPERSMITH, D., WATANABE, D., MANDELBAUM, B.R. Femoroacetabular impingement: a review of diagnosis and management. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2011, 4, 23-32.
- BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004.
- BECK, M., KALHOR, M., LEUNIG, M., GANZ, R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 2005, 87-B:7, 1012-1018.
- BECK, M.: Groin pain after open FAI surgery: the role of intraarticular adhesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2009, 467, 769–774.
- BEDI, A., ZBEDA, R. M., BUENO, V. F., DOWNIE, B., DOLAN, M., KELLY, B. T.: The incidence of heterotopic ossification after hip arthroscopy. *American Journal of Sports Medicine*. 2012, 40, 854–863.
- BELLAMY, N., BUCHANAN, W. W., GOLDSMITH, C. H., CAMPBELL, J., STITT, L. W.: Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of Rheumatology*. 1988, 15, 1833–1840.
- BEN-GALIM, P. et al. Hip-spine syndrome: the effect of total hip replacement surgery on low back pain in severe osteoarthritis of the hip. *The Spine Journal*. 2007, 32, 2099–102.
- BOULAY, C., TARDIEU, C., HECQUET, J., BENAÏM, C., MOUILLESEAU, B., MARTY, C., PRAT-PRADAL, D., LEGAYE, J., DUVAL-BEAUPÈRE, G., PÉLISSIER, J. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *European spine journal*. 2006, 15, 415–22.
- BURNETT, R.S., DELLA ROCCA, G.J., PRATHER, H., CURRY, M., MALONEY, W.J., CLOHISY, J.C. Clinical presentation of patients with tears of the acetabular labrum. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 2006. 88, 1448–57.

- BYRD, J. W.: Femoroacetabular impingement in athletes, part 1: cause and assessment. *Sports Health*. 1988, 2, 321–333.
- CÍBOCHOVÁ, R. Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. *Pediatric pro praxi*. 2004, 5, 291-297.
- CLOHISY, J. C, ST. JOHN, L. C., SCHUTZ, A. L.: Surgical treatment of femoroacetabular impingement: a systematic review of the literature. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010, 468, 555–564.
- CLOHISY, J. C. *et al.* Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010, 467, 638–44.
- CZUBAK, J., SIONEK, A., CZWOJDZIŃSKI, A.: New concepts in the aetiology of primary osteoarthritis of the hip caused by femoroacetabular impingement. *Journal of Orthopedic, Traumatology and Rehabilitation*. 2010, 12: 479–492.
- ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Grada, 2009.
- DEWBERRY, M. J., *et al.* Pelvic and femoral contributions to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar. *Clinical Biomechanics*. 2003, 18:494-499.
- DEYO, R. A., MIRZA, S. K. & MARTIN, B. I. Back pain prevalence and visit rates: estimates from U.S. national surveys. *The Spine Journal*. 2006, 31, 2724–7.
- DIAMOND, L.E., DOBSON, F.L., BENNELL, K.L., WRIGLEY, T.V., HODGES, P.W., HINMAN, R.S. Physical impairments and activity limitations in people with femoroacetabular impingement: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2015, 49, 230-242.
- DIAMOND, L.E, WRIGLEY, T.V., BENNELL, K.L., HINMAN, R.S., O'DONNELL, J., HODGES, P.W. Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait Posture*. 2016, 5;43:198–203.
- DICK, ALASTAIR G, *et al.* “An Approach to Hip Pain in a Young Adult.” *British Medical Journal*. 2018, 10, 86-89.

- DINDA, O. *Kinematická analýza pacientů s femoroacetabulárnímimpingement syndromem*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2017. s. 82.
- DINDO, D., DEMARTINES, N., CLAVIEN, P. A.: Classification of surgical complications: a new proposal with evaluation in a cohort of 6336 patients and results of a survey. *Annals of Surgery*. 2004, 240, 205–213.
- DINDO, D., DEMARTINES, N., CLAVIEN, P. A.: Multicenter study of complications following surgical dislocation of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2011, 93-A: 1132–1136.
- DOOLEY, P. J. Femoroacetabular impingement syndrome: Nonarthritic hip pain in young adults. *Canadian Family Physician*. 2008, 54, 42–7.
- DURING, J., GOUDFROOIJ, H., KEESSEN, W., BEEKER, T.W., CROWE, A. 1985. Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *The Spine Journal*. 1985, 10, 83–7.
- DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009a.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009.
- EMARY, P. Femoroacetabular impingement syndrome: a narrative review for the chiropractor. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2010, 54, 164–76.
- ENDO, K., SUZUKI, H., NISHIMURA, H., TANAKA, H., SHISHIDO, T., YAMAMOTO, K. Characteristics of sagittal spino-pelvic alignment in Japanese young adults. *Asian spine journal*. 2014, 8, 599–604.
- FETTO, J. F. & AUSTIN, K. S. A missing link in the evolution of THR: ‘discovery’ of the lateral femur. *Journal of Orthopedics*. 1994, 17, 347–51.
- GANZ, R., KLAUE, K., VINH, T. S., MAST, J. W.: A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. Technique and preliminary results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1988, 232: 26–36.
- GANZ, R., LEUNIG, M., LEUNIG-GANZ, K., HARRIS, W. H.: The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008, 466, 264–272.

- GANZ, R., PARVIZI, J., BECK, M., et al. Femoroacetabular Impingement: a Cause for Osteoarthritis of the Hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, 417, 112-120.
- GANZ, R., PARVIZI, J., BECK, M., LEUNIG, M., NOTZLI, H., SIEBENROCK, K. A.: Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, 417, 112–120.
- GANZ, R., PARVIZI, J., BECK, M., LEUNIG, M., NOTZLI, H., SIEBENROCK, K. A.: Femoroacetabular Impingement: a Cause for Osteoarthritis of the Hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, 424, 112–120.
- GANZ, R., T. J. GILL, E. GAUTIER, K. GANZ, N. KRÜGEL a U. BERLEMANN. Surgical dislocation of the adult hip: arthroscopy or open surgery? *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2012, 83, 1119-1124.
- GASC, J.P. Comparative aspects of gait, scaling and mechanics in mammals. *Comparative Biochemistry and Physiology*. 2001, 131: 121-133.
- GAUTIER, E., GANZ, K., KRUEGEL, N., GILL, T., GANZ, R.: Anatomy of the medial circumflex artery and its surgical implications. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2000, 82-B, 679–683.
- GERHARDT, B., ROMERO, A., SILVERS, H. J., HARRIS, D., J., WATANABE, D., MANDELBAUM, B., R. The prevalence of radiographic hip abnormalities in elite soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012, 3., 584–588.
- GHAFFARI, A., DAVIS, I., STOREY, T. et al. Current Concepts of Femoroacetabular Impingement. *Radiologic Clinics of North America*. 2018, 56(6), 965-982.
- GRIMALDI, A. Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Manual Therapy*. 2011, 16, 26–32.
- GRANT, A. D., SALA, D. A. & SCHWARZKOPF, R. Femoro-acetabular impingement: the diagnosis-a review. *Journal of Children 's Orthopaedics*. 2012, 6, 1–12.

- HADDERS-ALGRA, M., CARLBERG, E. B. Postural control: a key issue in developmental disorders. London: Mac Keith, 2008.
- HAHER, T. R., et al. Biomechanics of the spine in sports. *Clinics in Sports Medicine*. 1993, 12:449-463.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K., DERRICK, T.R., *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. 2015.
- HARM, J., Severe spondylolisthesis. Heidelberg: Steinkopff Darmstadt, 2013.
- HARRIS, WH. Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1986, 213, 20-33
- HARRISON, D. E., CAILLIET, R., HARRISON, D. D. & JANIK, T. J. How do anterior/posterior translations of the thoracic cage affect the sagittal lumbar spine, pelvic tilt, and thoracic kyphosis? *European Spine Journal*. 2002, 11, 287–93.
- HENEBRY, A., GASKILL, T. The effect of pelvic tilt on radiographic markers of acetabular coverage. *The American journal of sports medicine*. 2013, 41, 2599–603.
- HOGERVORST, T., EILANDER, W., FIKKERS, J. T., MEULENBELT, I. Hip Ontogenesis: How Evolution, Genes, and Load History Shape Hip Morphotype and Cartilotype. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2012, 470, 3284-3296.
- HUDÁK, R. a KACHLÍK, R. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton, 2017.
- HUNT, M.A., GUENTHER, J.R., GILBART, M.K. Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 2013, 28, 519–23.
- HUSÁROVÁ, R. Využitie Vojtovej techniky u dospelých. *Rehabilitácia*. 2005, 3.
- CHLÁDEK, P. *Femoroacetabulární impingement syndrom*. Praha: Galén, 2016.
- CHLÁDEK, P., TRČ, T., SCHEJBALOVÁ, A., ŘEHÁČEK, V.: Ganzova periacetabulární osteotomie pánve – první zkušenosti. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca*. 2007, 74: 354–358.

- CHLÁDEK, P., TRČ, T.: Femoroacetabulární impingement syndrom – preartróza kyčelního kloubu. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Českoslovaca*. 2009, 76, 295–301.
- CHRISTENSEN, C. P., ALTHAUSEN, P. L., MITTLEMAN, M. A., LEE, J. A., MCCARTHY, J. C.: The nonarthritic hip score: reliable and validated. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, 406, 75–83.
- CHUNG, S. M. K.: The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1976, 58-A, 961–970.
- ILIZALITURRI, V. M.: Complications of arthroscopic femoroacetabular impingement treatment: a review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2009, 467, 760–768.
- IVANENKO Y., GRASSO R., ZAGO M., MOLINARI M., SCIVOLETTO G., CASTELLANO V., MACELLARI V. & LACQUANITI F. Temporal components of the motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics. *Journal of Neurophysiology*. 2003, 90(5), 3555-65.
- JACKSON, R. P., PHIPPS, T., HALES, CH., SURBER, J.: Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *The Spine Journal*. 2003, 28, 151-160.
- JAMES, S. L. *et al.* MRI findings of femoroacetabular impingement. *American journal of roentgenology*, 2006, 187, 1412–9.
- JANÁKOVÁ, D. *Zhodnocení krátkodobého a dlouhodobého efektu operačních řešení u pacientů s FAI*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2019. 91 s.
- JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004.
- JOHNSON, A. C., M. A. SHAMAN, T. G. RYAN, K. GANZ, N. KRÜGEL, U. BERLEMANN. Femoroacetabular Impingement in Former High-Level Youth Soccer Players: FEMOROACETABULAR IMPINGEMENT AS A CAUSE OF EARLY OSTEOARTHRITIS OF THE HIP. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012, 40, 1342-1346.

- JOHNSON, M. E., et al. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004, 85, 593-597.
- KADABA, M.P., RAMAKRISHNAN, H.K., WOOTTEN, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1990, 8, 383-92.
- KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints*. Edinburgh and London: Churchill Livingstone, 1987.
- KAUTZNER, J., V. HAVLAS a T. TRČ. Femoroacetabulární impingement a možnosti jeho řešení. *Časopis Lékařů Českých*. 2016, 155(8), 413-416.
- KEOGH J.M, M.E. Batt. A review of femoroacetabular impingement in athletes. *Sports Medicine*. 2008, 38, 863-78.
- KENNEDY MJ, LAMONTAGNE M, BEAULÉ PE. Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait walking biomechanics of FAI. *Gait Posture*. 2009, 30, 41-4.
- KIM, Y. a H. AZUMA. The nerve endings of the acetabular labrum. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1995, (320), 176-181.
- KIVLAN, B.R., MARTIN R.L.: Functional performance testing of the hip in athletes: a systematic review for reliability and validity. *International Journal sports Physical Therapy*. 2012, 7(4).
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009.
- KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ, M., BAČÁKOVÁ, R. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, Karolinum, 2016.
- KRUEGER, A., LEUNIG, M., SIEBENROCK, K. A., BECK, M.: Hip arthroscopy after previous surgical hip dislocation for femoroacetabularimpingement. *Arthroscopy*. 2007, 23, 1285-1289.
- LAMOTH, C. J. *et al*. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *The Spine Journal*. 2002, 27, E92-9.



- LARSON, C. M., GIVEANS, M. R., TAYLOR, M.: Does arthroscopic FAI correction improve function with radiographic arthritis? *Orthopade*. 2011, 469, 1667–1676.
- LAVIGNE, M. *et al.* Anterior femoroacetabular impingement: part I. Techniques of joint preserving surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004, 61–6.
- LAUDE, F., SARIALI, E.: Treatment of FAI via a minimally invasive ventral approach with arthroscopic assistance. Technique and midterm results. *Orthopade*. 2009, 38, 419–28.
- LAZENNEC, J.-Y.Y., BRUSSON, A., ROUSSEAU, M.-A.A. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *European spine journal*. 2011, 20, 686–98.
- LEUNIG, M., BEAULÉ, P. E., GANZ, R.: The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2009, 467, 616–622.
- LEUNIG, M., BECK, M., DORA, C., GANZ, R.: *Femoroacetabular impingement: trigger for the development of coxarthrosis*. *Orthopade*, 2006, 35, 77–84.
- LIM, S.-J.J., PARK, Y.S.S. Plain Radiography of the Hip: A Review of Radiographic Techniques and Image Features. *Hip & pelvis*. 2015, 27, 125–34.
- LINDH, M. Biomechanics of the lumbar spine. In M. Nordin, V. H. Frankel (Eds.). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 183-208, 1989.
- LIŠKA, M. *Fylogenetické aspekty lidské lokomoce*. Praha, 2010. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- LONNER, B.S., AUERBACH, J.D., SPONSELLER, P., RAJADHYAKSHA, A.D., NEWTON, P.O. Variations in pelvic and other sagittal spinal parameters as a function of race in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 2010, 35, E374–7.

- MAMISCH, T.C., KAIN, M.S., BITTERSOHL, B., APPRICH, S., WERLEN, S., BECK, M., SIEBENROCK, K.A. Delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage (dGEMRIC) in femoroacetabular impingement. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2011, 29, 1305–11.
- MARDONES, R. M., GONZALEZ, C., CHEN, Q., ZOBITZ, M., KAUFMAN, K. R., TROUSDALE, R. T.: Surgical treatment of femoroacetabular impingement: evaluation of the effect of the size of the resection. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2005, 87-A, 273–279.
- MARICONDA, M., COZZOLINO, A., DI PIETTO, F., RIBAS, M., BELLOTTI, V., SOLDATI, A. Radiographic findings of femoroacetabular impingement in capoeira players. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. 2014, 22, 874–881.
- MATSUDA, D. K.: Acute iatrogenic dislocation following hip impingement arthroscopic surgery. *Arthroscopy*, 2009, 25, 400–404.
- MATSUYAMA, Y. *et al.* Hip-spine syndrome: total sagittal alignment of the spine and clinical symptoms in patients with bilateral congenital hip dislocation. *The Spine Journal*. 2004, 29, 2432–7.
- MITCHELL, B. *et al.* Hip joint pathology: clinical presentation and correlation between magnetic resonance arthrography, ultrasound, and arthroscopic findings in 25 consecutive cases. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2003, 13, 152–6.
- MORGAN, P. M., ANDERSON, A. W., SWIONTKOWSKI, M., F.: Symptomatic sacroiliac joint disease and radiographic evidence of femoroacetabular impingement. *Hip International*. 2013, 23, 212–217.
- MORRIS, W.Z., FOWERS, C.A., YUH, R.T., GEBHART, J.J., SALATA, M.J., LIU, R.W. Decreasing pelvic incidence is associated with greater risk of cam morphology. *Bone & joint research*. 2016, 5, 387–92.
- MÜNDERMANN, L., CORAZZA, S., ANDRIACCHI, T. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2006, 6.

- MURRAY, R., et al. Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing. *Clinical Biomechanics*. 2002, 17, 147-151.
- MURRAY, R. O. The aetiology of primary osteoarthritis of the hip. *The British Journal of Radiology*. 1965, 38, 810–24.
- MYERS, S. R., EIJER, H., GANZ, R.: Anterior Femoroacetabular Impingement after Periacetabular Osteotomy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1999, 364, 93–99.
- NEPPLE, J. J., RIGGS, C. N., ROSS, J. R. & CLOHISY, J. C. Clinical presentation and disease characteristics of femoroacetabular impingement are sex-dependent. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2014, 96, 1683–9.
- NG, K.C., LAMONTAGNE, M., ADAMCZYK, A.P., RAKHRA, K.S., RAKHRA, K.S., BEAULÉ, P.E. Patient-specific anatomical and functional parameters provide new insights into the pathomechanism of cam FAI. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2015, 473, 1289–96.
- NORTON, B. J., SAHRMANN, S. A. & VAN DILLEN, F. L. Differences in measurements of lumbar curvature related to gender and low back pain. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004, 34, 524–34.
- O'BRIEN, M. F., KUKLO, T. R., BLANKE, K. M., LENKE, L. G.: *Radiographic measurement manual*. Medtronic Sofamor Danek, USA, 2005.
- OFFIERSKI, C. M. & MACNAB, I. Hip-spine syndrome. *The Spine Journal*. 1983, 8, 316–21.
- PAPALIA, R., DEL BUONO, A., FRANCESCHI, MARINOZZI, A., MAFFULLI, N., DENARO, V. Femoroacetabular impingement syndrome management: arthroscopy or open surgery? *International Orthopaedics*. 2012, 36, 903-914.
- PARVIZI, J., LEUNIG, M. & GANZ, R. Femoroacetabular impingement. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2007, 15, 561–70.
- PERRY, J., BURNFIELD, J.M. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack, 2010.
- PETERS, C. L., ERICKSON, J. A.: Treatment of femoroacetabular impingement with surgical dislocation and debridement in young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2006, 88-A, 1735–1741.

- PHILIPPON, M. J., BRIGGS, K. K., YEN, Y. M., KUPPERSMITH, D. A.: Outcomes following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement with associated chondrolabral dysfunction: minimum two-year follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2009, 91-B, 16–23.
- PHILIPPON, M. J., EJNISMAN, L., ELLIS, H. B., BRIGGS, K.: Outcomes 2 to 5 years following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement in the patient aged 11 to 16 years. *Arthroscopy*, 2012, 28, 1255–1261.
- PHILIPPON, M. J., SCHRODER E SOUZA, B. G., BRIGGS, K.: Hip arthroscopy for femoroacetabular impingement in patients aged 50 years or older. *Arthroscopy*. 2012, 28, 59–65.
- PHILIPPON, M., SCHENKER, M., BRIGGS, K., KUPPERSMITH, D., WATANABE, D., MANDELBAUM, B. R. Femoroacetabular impingement in 45 professional athletes: associated pathologies and return to sport following arthroscopic decompression. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2007, 15, 908-914.
- PIERANNUNZII, L. Pelvic posture and kinematics in femoroacetabular impingement: a systematic review. *Journal of orthopaedics and traumatology: official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology*. 2017, 18, 187–196.
- PULLEN, W.M., HENEERY, A., GASKILL, T. Variability of acetabular coverage between supine and weightbearing pelvic radiographs. *The American journal of sports medicine*. 2014, 42, 2643–8.
- RAJNICS, P., TEMPLIER, A., SKALLI, W., LAVASTE, F. & ILLES, T. The importance of spinopelvic parameters in patients with lumbar disc lesions. *International Orthopaedics*. 2002, 26, 104–8.
- RIVIÈRE, C., HARDIJZER, A., LAZENNEC, J.-Y.Y., BEAULÉ, P., MUIRHEAD-ALLWOOD, S., COBB, J. Spine-hip relations add understandings to the pathophysiology of femoro-acetabular impingement: A systematic review. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research*. 2017, 103, 549–557.

- ROSS, J.R., NEPPLE, J.J., PHILIPPON, M.J., KELLY, B.T., LARSON, C.M., BEDI, A. Effect of changes in pelvic tilt on range of motion to impingement and radiographic parameters of acetabular morphologic characteristics. *The American journal of sports medicine*. 2014, 42, 2402–9.
- ROUSSOULY, P. & PINHEIRO-FRANCO, J. L. L. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*. 2011, 20, 609–18.
- RYLANDER, J., SHU, B., FAVRE, J., SAFRAN, M., ANDRIACCHI, T. Functional Testing Provides Unique Insights Into the Pathomechanics of Femoroacetabular Impingement and an Objective Basis for Evaluating Treatment Outcome. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013, 31, 1461-1468.
- SAVELSBERGH, G. J. P. *Development of movement co-ordination in children: applications in the fields of ergonomics, health sciences, and sport*. New York: Routledge, 2003.
- SEAY, J. F., VAN EMMERIK, R. E. & HAMILL, J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*. 2011, 26, 572–8.
- SEMBRANO, J. N. & POLLY, D. W. How often is low back pain not coming from the back? *The Spine Journal*. 2009, 34, E27–32.
- SCHACHE, A. G., et al. Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*. 2000, 34, 279-283.
- SCHACHE, A. G., BLANCH, P., RATH, D., WRIGLEY, T. & BENNELL, K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*. 2002, 21, 273–93.
- SCHWARZER, A. C., APRILL, C. N. & BOGDUK, N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. *The Spine Journal*. 1995, 20, 31–7.
- SIMON, S., R. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*. 2004, 12, 1869–1880.

- SOUMAR, L.: *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011.
- STAFFORD, G. H., MALVIYA, A., VILLAR, R. N.: Fluid extravasation during hip arthroscopy. *Hip International*. 2011, 21, 740–743.
- SUCHOMEL P, KRBEK, M, et al. *Spondylolistéza*. Praha: Galén, 2007
- TAK, I., WEIR, A., LANGHOUT, R., WAARSING, H., J., STUBBE, J., KERKHOFFS, G., AGRICOLA, R. 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*. 2015, 5, 630–634.
- TANNAST, M. & SIEBENROCK, K. A. Conventional radiographs to assess femoroacetabular impingement. *Instructional Course Lectures*. 2009, 58, 203–12.
- TANNAST, M., SIEBENROCK, K. A. & ANDERSON, S. E. Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis-what the radiologist should know. *American Journal of Roentgenology*. 2007, 188, 1540–52,.
- TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu II – Pánev*. Miroslav Tichý. Praha, 2006.
- TIZIANI, S., GAUTIER, L., FAREI-CAMPAGNA, J., OSTERHOFF, G., JENTZSCH, T., NGUYEN-KIM, T.D., WERNER, C.M.M. Correlation of pelvic incidence with radiographical parameters for acetabular retroversion: a retrospective radiological study. *BMC Medical Imaging*. 2015, 15, 39.
- TÖNNIS, D., LEGAL, H. a GRAF, R. *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults*. New York: Springer-Verlag, 1987.
- VAN HOUCKE, J., SCHOUTEN, A., STEENACKERS, G., VANDERMEULEN, D., PATTYN, C., AUDENAERT, E.A. Computer-based estimation of the hip joint reaction force and hip flexion angle in three different sitting configurations. *Applied ergonomics*. 2017, 63, 99–105.
- VAUGHAN, C. L., DAVIS, B.NL., & O'CONNOR, J. C. *Dynamics of Human Gait*. Pennsylvania: Human Kinetics Publishers. 1992.
- VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton. 2006.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. 1997.

- VOJTA, V., & PETERS, A. *Vojtův princip; Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada, 2010.
- VRTOVEC, T., JANSSEN, M.M., PERNUŠ, F., CASTELEIN, R.M.M., VIERGEVER, M.A. Analysis of pelvic incidence from 3-dimensional images of a normal population. *The Spine Journal*. 2012, 37, E479–85.
- WENG, W. J. J. *et al.* Characteristics of sagittal spine-pelvis-leg alignment in patients with severe hip osteoarthritis. *European Spine Journal*. 2015, 24, 1228–36.
- WHITTINGHAM-JONES, P., BEAULÉ, P.E. The Bony Morphology of Femoroacetabular Impingement. In: MCCARTHY, Joseph C. *et al.* *Hip Joint Restoration*. New York, NY: Springer New York, 2017.
- WHITTLE, M. W. *Gait Analysis an introduction*. Elsevier. 2007.
- YOSHIMOTO, H. *et al.* Spinopelvic alignment in patients with osteoarthrosis of the hip: a radiographic comparison to patients with low back pain. *The Spine Journal*. 2005, 30, 1650–7.
- ZAHRADNÍK, P. *Hodnocení operační léčby kyčelního kloubu při diagnóze femoro-acetabulární impingement syndrom*. FTVS – UK. Diplomová práce, 2013.
- ZEBALA, L. P., SCHOENECKER, P. L. & CLOHISY, J. C. Anterior femoroacetabular impingement: a diverse disease with evolving treatment options. *Iowa Orthopedic Journal*. 2007, 27, 71–81.

## Internetové zdroje:

- [www.orthopaedicsone.com](http://www.orthopaedicsone.com)
- [www.orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00571](http://www.orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00571)
- [www.quizlet.com/67757491/unit-1-femur-pelvic-girdle-anatomy-flash-card](http://www.quizlet.com/67757491/unit-1-femur-pelvic-girdle-anatomy-flash-card)

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha č. 1: Seznam obrázků

Příloha č. 2: Seznam tabulek

Příloha č. 3: Seznam grafů

Příloha č. 4: Formulář – Informovaný souhlas

Příloha č. 5: Formulář – Anamnestický dotazník a záznam vyšetření

Příloha č. 6: Tabulka – Záznam rozsahu pohybů v kyčelním kloubu



**Příloha č. 1: Seznam obrázků**

Obrázek 1: Stavba kyčelního kloubu .....	16
Obrázek 2: Ilustrační znázornění polohy pánve a acetabula .....	17
Obrázek 3: Schématická ilustrace proximální části femuru.....	18
Obrázek 4: Pohyby pánve v návaznosti na pohyby trupu a dolních končetin .....	20
Obrázek 5: Pohyby pánve při stoji a chůzi .....	21
Obrázek 6: Pohyby pánve při stoji a chůzi .....	23
Obrázek 7: Pelvická incidence; HA (hip axis) = osa středů hlavic.....	26
Obrázek 8: Parametry pánve .....	27
Obrázek 9: Hodnocení acetabulárního indexu .....	28
Obrázek 10: Schématické znázornění CE úhlů.....	29
Obrázek 11: Inklinace a anteverze acetabula .....	30
Obrázek 12: Bilaterálně zvýšená anteverze acetabul .....	31
Obrázek 13: Cross. over sign .....	31
Obrázek 14: CCD úhel .....	32
Obrázek 15: Alfa úhel a AOD.....	33
Obrázek 16: Schématické znázornění fyziologického a patologického Alfa úhlu a AOD.....	33
Obrázek 17: Úhel anteverze krčku femuru .....	34
Obrázek 18: Globální anatomické parametry .....	36
Obrázek 19: Úhlové zakřivení páteře.....	37
Obrázek 20: Nejčastěji měřené parametry pánve.....	39
Obrázek 21: SHR ve stoje a v sedě.....	41
Obrázek 22: Vztah tvaru páteře a postavení pánve a PI v kontextu verze acetabula.....	42
Obrázek 23: Pincer, Cam a kombinovaný typ FAI.....	45
Obrázek 24: Místo nejčastějšího postižení chrupavky acetabula při Pincer lézi .....	47
Obrázek 25: Místo nejčastějšího postižení chrupavky acetabula při Cam lézi.....	48
Obrázek 26: "C sign" .....	51
Obrázek 27: Nejčastější lokalizace bolesti u FAI .....	52
Obrázek 28: Tzn. přední impingement test.....	53
Obrázek 29: RTG snímek, AP projekce s vyznačenými CE úhly .....	54
Obrázek 30: RTG snímek se znázorněným Alfa úhlem a RTG snímek s oboustrannou Cam lézí .....	55
Obrázek 31: Krokový cyklus .....	57
Obrázek 32: Laboratoř pro analýzu pohybu .....	61
Obrázek 34: Kalibrační hůlka a kalibrační rám .....	72
Obrázek 35: Průběh měření – chůze .....	74

Obrázek 36: Ukázka práce v programu Qualisys Track Manager .....	75
Obrázek 37: Ukázka práce v programu Visual 3D .....	75

**Příloha č. 2: Seznam tabulek**

Tabulka 1: Rozsahy pohybů v kyčelním kloubu.....	19
Tabulka 2: Definované tělní segmenty .....	73
Tabulka 3: Hodnoty základních parametrů u skupiny s FAI .....	79
Tabulka 4: Hodnoty základních parametrů chůze u kontrolní skupiny .....	80
Tabulka 5: Hodnoty časoprostorových parametrů chůze – porovnání skupin.....	81
Tabulka 6: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI.....	82
Tabulka 7: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u kontrolní skupiny .....	82
Tabulka 8: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI a kontrolní skupiny .....	83
Tabulka 9: Hodnoty parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI.....	85
Tabulka 10: Hodnoty parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u kontrolní skupiny .....	85
Tabulka 11: Porovnání hodnot parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	86
Tabulka 12: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze u skupiny FAI.....	88
Tabulka 13: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze u kontrolní skupiny .....	88
Tabulka 14: Porovnání hodnot parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	89
Tabulka 15: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze u skupiny FAI.....	91
Tabulka 16: Hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze u kontrolní skupiny .....	91
Tabulka 17: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	92
Tabulka 18: Hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze u skupiny FAI.....	94
Tabulka 19: Hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze u kontrolní skupiny .....	94
Tabulka 20: Porovnání hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	95
Tabulka 21: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze u skupiny FAI.....	97
Tabulka 22: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze u kontrolní skupiny .....	97

Tabulka 23: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	98
Tabulka 24: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze u skupiny FAI.....	100
Tabulka 25: Hodnoty parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze u kontrolní skupiny .....	100
Tabulka 26: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	101

**Příloha č. 3: Seznam grafů**

Graf 1: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v kyčelním kloubu během chůze u skupiny s FAI a kontrolní skupiny.....	83
Graf 2: Porovnání hodnot parametrů měřených při addukci a abdukci v kyčelním kloubu během chůze u skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	86
Graf 3: Porovnání hodnot parametrů měřených při flexi a extenzi v kolenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	89
Graf 4: Porovnání hodnoty parametrů měřených při flexi a extenzi v hlezenním kloubu během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	92
Graf 5: Porovnání hodnoty parametrů měřených u rotace pánve v sagitální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	95
Graf 6: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve ve frontální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	98
Graf 7: Porovnání hodnot parametrů měřených u pohybů pánve v transverzální rovině během chůze skupiny FAI a kontrolní skupiny .....	101

**Příloha č. 4: Formulář - Informovaný souhlas****INFORMOVANÝ SOUHLAS PACIENTA**

Já, \_\_\_\_\_ (jméno a příjmení pacienta) souhlasím s účastí ve výzkumné části disertační práce Mgr. Petra Zahradník s názvem **Kinematická analýza pohybového systému u osob s abnormálním postavením kyčelního kloubu.**

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

Mgr. Petr Zahradník

## **Příloha č. 5: 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**

**Napídací manévry DKK:**

**Svalová síla vybraných svalů DKK dle Jandy:**

**Taktilní čítí DKK:**

### **3. FYZIOTERAPEUTICKÉ KLINICKÉ TESTY**

**Test na přední FAI:**

**Test na zadní FAI:**

**Patrick sign:**

**Předbíhání spin:**



**Příloha č. 6: Tabulka - Záznam rozsahu pohybů v kyčelním kloubu**

<b>Vyšetření rozsahu pohybů v kyčelním kloubu</b>				
<b>POHYB</b>	<b>PRAVÁ DK</b>		<b>LEVÁ DK</b>	
	<b>Aktivně</b>	<b>Pasivně</b>	<b>Aktivně</b>	<b>Pasivně</b>
<b>Flexe (°)</b>				
<b>Extenze (°)</b>				
<b>Zevní rotace (°)</b>				
<b>Vnitřní rotace (°)</b>				
<b>Abdukce (°)</b>				