



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## ANIMACE FUNKCE NÁHRADY KYČELNÍHO KLOUBU

FUNCTION ANIMATION OF HIP JOINT REPLACEMENT

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Sláčík

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2024



# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Tomáš Sláčík**  
Studijní program: Základy strojního inženýrství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: **doc. Ing. David Nečas, Ph.D.**  
Akademický rok: 2023/24

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## Animace funkce náhrady kyčelního kloubu

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Lidský pohybový aparát představuje velmi komplexní systém, přičemž kyčelní a kolenní kloub představují dva nejvíce zatížené klouby v lidském těle. Současně se jedná o klouby, které je nejčastěji nutné nahradit pomocí implantátu. Jen velmi výjimečně však takový implantát dokáže v těle přežít po dobu více než cca 25 let. Důvodem je zejména mechanické opotřebení, které vede k zánětlivým reakcím okolních tkání a uvolnění implantátu. Správné pochopení funkce implantátu při zahrnutí proměnných kinematických a zátěžných podmínek je proto zásadní pro správné plánování laboratorních testů.

Typ práce: rešeršně syntetická

### Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem je připravit grafické animace funkce kyčelního kloubu včetně zahrnutí proměnlivých kinematických a zátěžných podmínek. Simulovány budou různé aktivity od běžné chůze, až po chůzi do schodů či běh. Pozornost musí být věnována zejména závislosti fáze pohybu na zatížení.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši existujících modelů znázorňujících funkci kloubů s náhradou,
- analyzovat zatížení náhrady kyčelního kloubu při uvažování různých druhů aktivit,
- připravit grafickou simulaci ve formě videa a obrázků při zaměření se na vztah kinematiky a dynamiky.

Požadované výstupy: průvodní zpráva.

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 – 20 stran textu bez obrázků).

Časový plán, struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukoncení/>





## ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se věnuje funkci kyčelního kloubu a jeho zátěži při proměnlivých kinematických a zátěžných podmínkách. Hlavním cílem bylo vytvoření animací běžných denních pohybů.

## KLÍČOVÁ SLOVA

animace, kyčelní kloub, totální náhrada, inverzní dynamika, telemetrický implantát

## ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on the function of the hip joint and its loading under variable kinematic and loading conditions. The main objective was to create animations of common daily movements.

## KEYWORDS

animation, hip joint, total replacement, inverse dynamics, telemetry implant



## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

SLÁČÍK, Tomáš. *Animace funkce náhrady kyčelního kloubu*. [online]. Brno, 2024. [cit. 2024-02-08]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157710>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. David Nečas, Ph.D.



## PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych rád poděkoval Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za odborné vedení bakalářské práce a užitečné rady při psaní práce. Dále také svojí rodině za veškerou podporu a trpělivost při studiu.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením doc. Ing. Davida Nečase, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora



# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>15</b>
2.1	Anatomie kyčelního kloubu	15
2.1.1	Struktura kyčelního kloubu	15
2.1.2	Funkce kyčelního kloubu	16
2.1.3	Onemocnění a poškození kyčelního kloubu	17
2.2	Biomechanika kyčelního kloubu	18
2.2.1	Biomechanika zdravého kyčelního kloubu	18
2.2.2	Patologická biomechanika kyčelního kloubu	20
2.2.3	Vliv náhrady kyčelního kloubu na biomechaniku	20
2.3	Kyčelní kloub a jeho náhrada	21
2.3.1	Indikace pro náhradu kyčelního kloubu	21
2.3.2	Konstrukční prvky implantátů	22
2.3.3	Materiály kyčelních implantátů	22
2.4	Animace v medicíně	24
2.4.1	Využití animace v medicíně	24
2.4.2	Typy softwarové techniky pro animaci pohybu	25
2.4.3	Modelování a simulace kyčelního kloubu pomocí simulace	27
2.5	Případové studie a aplikace modelů funkce kyčelního kloubu	27
2.5.1	Přehled existujících studií modelů	27
2.5.2	Konkrétní aplikace v praxi	34
2.5.3	Výsledky a zkušenosti vycházející ze studií	36
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>38</b>
<b>4</b>	<b>METODY A PŘÍSTUPY K ANIMACI</b>	<b>39</b>
4.1	Sledování pohybu a sběr dat	39
4.2	Modelování a simulace pohybu kyčelního kloubu	41
4.3	Využití virtuální reality a rozšířené reality v animaci	42
<b>5</b>	<b>IMPLEMENTACE ANIMACE</b>	<b>43</b>
5.1	Definování pohybových trajektorií a omezení	43
5.2	Simulace pohybů	43

5.2.1	Chůze	43
5.2.2	Stoupnutí	44
5.2.3	Sednutí	45
5.2.4	Chůze do schodů	46
5.2.5	Běh	47
5.3	Vytvoření vizuálního výstupu animace	48
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>49</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>50</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>51</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>56</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>58</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>60</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>61</b>

# 1 ÚVOD

Kyčelní kloub patří mezi nejzatěžovanější klouby v lidském těle. To je způsobeno řadou funkcí, které musí plnit. Plní opornou funkci, kdy drží tělo ve vzpřímené poloze a zároveň nese váhu horní poloviny lidského těla, která se odhaduje na  $2/3$  tělesné hmotnosti. K jeho dalším funkcím patří tlumení rázů při pohybu dolních končetin. K tomu používá kloubní pouzdro vyplněné vazivem a chrupavkou, jenž nejenže tlumí vzniklé rázy, ale zároveň zajišťují mazání kloubu, aby minimalizovali tření a tím zabránily jeho mechanickému poškození vlivem opotřebení kloubních ploch. Při poškození kyčelního kloubu dochází k jeho nahrazení totální endoprotézou, jenž má nahradit funkce kloubu v co největším rozsahu a snažit se přiblížit kvalitou života co nejbliž normálnímu stavu.

Cílem této práce je vytvořit animace běžných každodenních pohybů při proměnných kinematických a zátěžných podmínkách pro názorné pochopení problematiky.

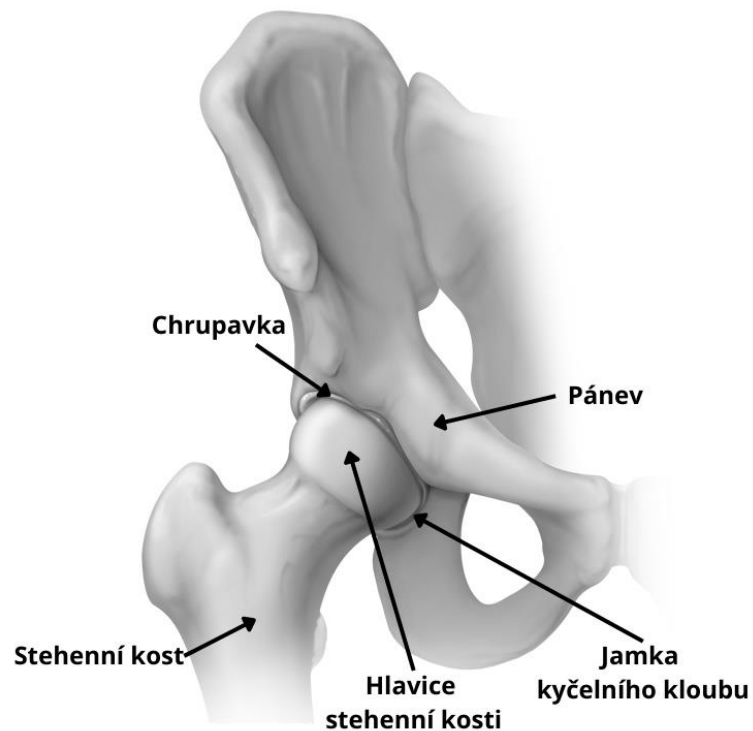
V první části se zaměříme na shrnutí teoretických poznatků o složení a pohybech kyčelního kloubu, jeho biomechanice a jejím změnám vlivem poškození či nahrazení totální náhradou. Pozornost bude věnována i animacím a jejich pestrému využití. Na konci teoretické části budou rozděleny a popsány modely funkcí. Následně bude popsán cíl a postup práce, jak ho dosáhnout. V poslední části budou popsány animace a zhodnoceny

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Anatomie kyčelního kloubu

#### 2.1.1 Struktura kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je kulový kloub omezený, jenž spojuje volnou dolní končetinu (stehenní kost) s pletencem dolní končetiny (pánevní kost). Kloubní plochy kyčelního kloubu se skládají z jamky kyčelní kosti a hlavice femuru. Jamka kyčelního kloubu (lat. acetabulum) má tvar duté polokoule, jenž vzniká pomocí všech tří pánevních kostí. Kloubní plochou jamky kyčelního kloubu je ale pouze poloměsíčitá plocha, jenž je jako jediná potažena hyalinní, tj. kloubní chrupavkou [1].



Obr. 1 Složení kyčelního kloubu, upraveno [2]

## 2.1.2 Funkce kyčelního kloubu

Kyčelní kloub zajišťuje vzájemné spojení kostí a pohyb dolní končetiny vůči pánvi. Ke styku ovšem nedochází přímo, ale prostřednictvím kloubních chrupavek, jenž pomocí synoviální tekutiny pod tlakem uvnitř kloubního pouzdra snižují tření a distribuují zátěž v kloubu [1]. Stejnou funkci plní i kloubní lem, jenž díky těsnění kolem hlavice femuru přispívá ke stabilitě kloubu. Zároveň zvětšuje stykovou plochu, čímž snižuje kontaktní napětí [8]. Oba kyčelní klouby nesou trup a balančními pohyby přispívají k udržení rovnováhy trupu, která je vázána na sklon pánve. Vlastní pohyby kyčelního kloubu jsou otáčivé pohyby v jamce, které jsou krčkem stehenní kosti, postaveným v úhlu 125° vůči tělu stehenní kosti, převáděny v úhlovité pohyby těla stehenní kosti [3].

Ze základního postavení (ve vzpřímeném postavení) jsou možné tyto pohyby:

**flexe**-přibližně do 120° - může se zvětšit za současné abdukce (odtažení od střední osy těla)

**extense**-nepatrná (do 13°);

**abdukce**-do 40° - ještě větší je za současné flexe

**addukce**-do 10° - ze základního postavení, tedy hyperaddukce

**rotace**-zevní rotace do 15°; vnitřní rotace do 35°



Obr. 2 Pohyby kloubu: zleva extenze, flexe, zevní rotace, vnitřní rotace, addukce, abdukce [4]

Ke změně rozsahu pohybu dochází díky odchylkám hodnot oproti normálním stanoveným hodnotám vlivem vnějších parametrů. Kromě věku, hmotnosti a výšky se mezi ně se řadí pohlaví, rasové a etnické rozdělení a aktivní způsob života. Díky odchylkám dochází ke změnám pohybu, zátěže, stability a celkové funkce kyčelního kloubu [7]. Prvním parametrem je pohlaví, přičemž pánev vykazuje specifické charakteristiky; u žen je pánev širší (vlivem potřeby porodu, kdy jsou porodní cesty širší) a acetabulum obecně hlubší. S širší pánví se zvětšuje rameno páky tělesné hmotnosti, což vyrovnává hlubší acetabulum, který rameno hmotnosti zkracuje. Rozdíly jsou i rozsahu pohybu; ženy vykazují i větší vrcholnou flexi kyčle a vnitřní rotaci (kyčel při 90° flexi), zatímco muži vykazují větší vrcholnou extenzi a vnější rotaci. Co se týče rasových/etnických rozdílů, tak je evidentní rozdíl mezi kavkazskou populací ve srovnání s africkou v podobě širší pánve. Úroveň aktivity je silným faktorem při změně úhlu mezi krčkem a femurem, vzhledem k tomu že krček má tendenci se při zvyšující se úrovni aktivity být více vybočený [8].

Kyčelní kloub je definován nekonečnou kombinací anatomických a geometrických parametrů a zohledněním těchto individuálních změn má velký vliv na zlepšení léčby, fyzioterapie a optimalizaci TEP pro náhrady kyčelních kloubů.

### 2.1.3 Onemocnění a poškození kyčelního kloubu

Nejběžnější příčina je osteoartróza, jenž je charakterizována jako nerovnováha mezi kvalitou chrupavky a zatížením kloubu. Osteoartróza může být primární nebo sekundární. V primárních případech je anatomie pacienta považována za normální a může být reprodukována. U sekundární osteoartrózy je anatomie kloubu považována za abnormální díky zhoršené biomechanice, čímž dojde k poškození kloubní chrupavky [5]. Mezi onemocnění patří také retroverze acetabula, která představuje zvláštní formu dysplazie kloubu, jenž je charakterizována abnormální posterolaterální orientací acetabula [8].

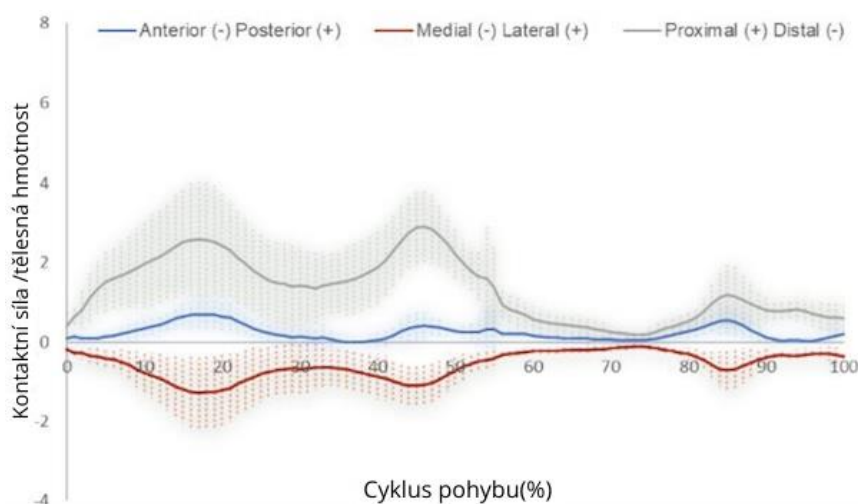
Do poškození kloubu se zahrnuje i stav, kdy kloub už není schopen plnohodnotně vykonávat svou funkci vlivem mechanického poškození v pouřazovém stavu (po zlomenině krčku stehenní kosti, po zlomeninách acetabula). Taky nádory či záněty svalů, šlach a vazů, vrozené vady v podobě dysplazie až po revizní náhrady kyčelního kloubu. Existují i důvody jako špatný styl chůze či nevhodná obuv, jenž způsobují tyto poškození kyčelního kloubu. Abnormální nebo nadměrné zatížení kyčelního kloubu bylo uznáno jako pravděpodobná příčina bolesti přední části kloubu a její nestability [5]. Při kombinaci nadměrných sil a nestability může dojít k roztržení acetabulárního labra [7].

## 2.2 Biomechanika kyčelního kloubu

Biomechanika se skládá ze znalostí kinematiky, přenosu mechanických napětí mezi členy kloubů, vzájemného působení struktur tvořící kloub a zatížení při statických/dynamických činnostech. Pochopení jednotlivých prvků a jejich vzájemných závislostí nám umožňuje diagnostikovat poruchy kyčelního kloubu a její léčbu [16].

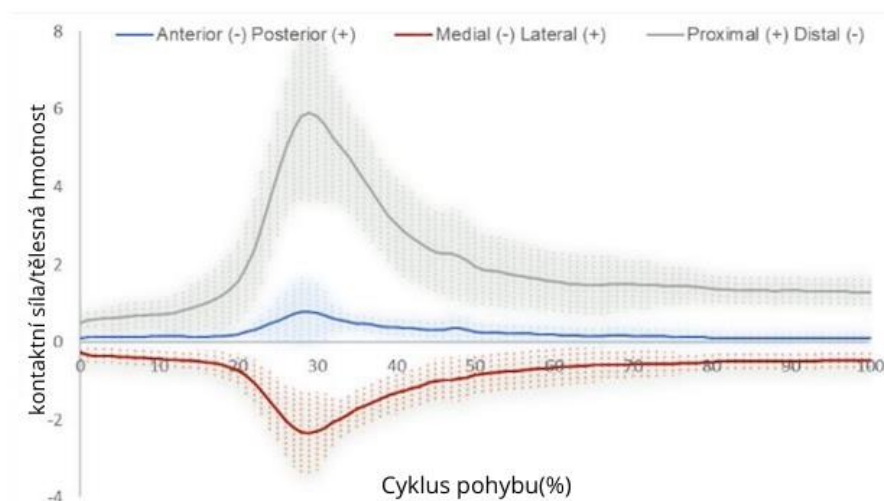
### 2.2.1 Biomechanika zdravého kyčelního kloubu

Část kinematika už byla popsána v kapitole 2.1.2. Síly, vznikající v kloubu v reakci na síly působící na kloub nazýváme kloubní reakční síly. Jejich vznik je výsledkem vyrovnávání momentové síly těla a napětí abduktorů pro udržení pánve v rovině. Kontaktní síly pak vznikají kombinací síly reakce země na hmotnost těla a internálních svalových sil [8]. Předpokládá se, že budou reprezentativní pro horní rozsah hodnot během činností jako je například chůze. Složky sil v ní dosahují vrcholných hodnot při maximální flexi a extenzi. Maximální hodnoty až 250 % BW při maximální extenzi, jak dokládá Obr. 3.



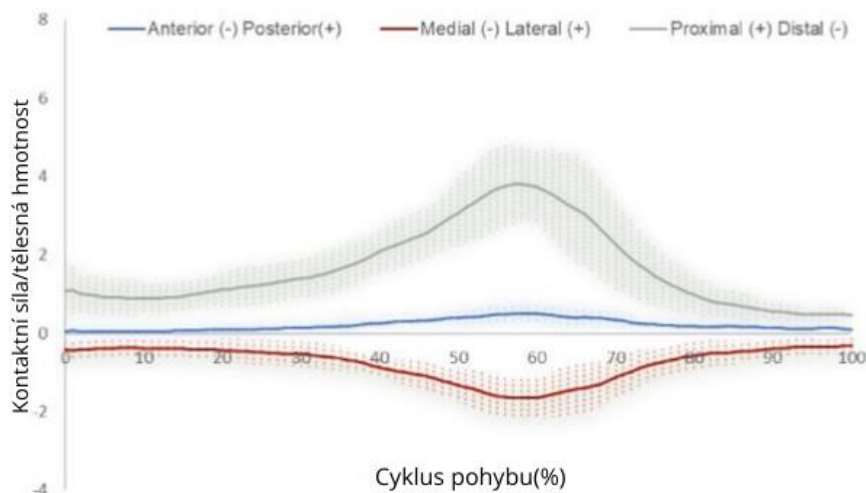
Obr. 3 Průběhy sil během chůze, upraveno [43]

Lze je odůvodnit zvýšenou rychlostí chůze, délkou kroku a frekvencí [44], podobně jako pro běh, chůzi do schodů a ze schodů. Důležitou roli ve velikosti a rozdělení kontaktních sil hrají parametry jako mírná nesourodost v důsledku deformace acetabula, čím více je kloub zatěžován, pružnost chrupavky a kosti, orientace acetabula a krčku femuru a konchoidní tvar hlavičky femuru. Konchoidní a elipsoidní tvary přispívají k optimální velikosti a napětí stejně jako chrupavka, která optimalizuje přenos zatížení [8]. To bývá nejvyšší u stoupnutí z běžných denních činností (s výjimkou běhu) [44], kdy na začátku extenze může být až 600 % BW.



Obr. 4 Průběhy sil během stoupenutí, upraveno [43]

Když to srovnáme s cyklem sednutí, tak je vidět 200% rozdíl. Ten lze vysvětlit dopadem během dosedání na dosedací plochu, místo zapojení svalů dolních končetin k zbrzdění pohybu.



Obr. 5 Průběhy sil během sednutí, upraveno [43]

Téměř veškerý pohyb mezi hlavou stehenní kosti a acetabulem je rotační. Hloubka acetabula díky kostní anatomii kloubu zajišťuje inherentní stabilitu, která také vymezuje absolutní hranice pohybu kloubu. Kloubní plochy jsou pokryty několika vrstvami hyalinních chrupavek, které rozptylují vysoké síly napříč kloubem a absorbují nárazy. Z druhé strany vykonává stejnou funkci jako labrum, jenž pokrývá celé acetabulum, čímž zvětšuje jeho objem. Rovněž zajišťuje těsnící okraj, čímž usnadňuje lubrikaci a odolnost proti distrikci kloubu. [16]

## 2.2.2 Patologická biomechanika kyčelního kloubu

Může být důsledkem anatomické změny, vrozené vady, degenerace či úrazu. Změna vrozené kostní stability kyčelního kloubu může mít významné důsledky pro síly a kontaktní plochy působící na kloubní povrch [16]. Dochází také vlivem bolesti k změně přirozené anatomie. Snižují se rozsahy pohybu, snižuje se rychlost a frekvence pohybů. Přenáší se zátěž na zdravý kyčel, kterého roste zatížení dle [48] až o 24 % při sedu. V případě běhu [46] se přestává s aktivitou úplně.

Poškození acetabulárního labra nebo jeho poranění je rovněž považováno za příčinu osteoartrózy kyčelního kloubu. Absence labra přenáší kontaktní plochu femoroacetabulární chrupavky laterálně směrem k okraji acetabula, s čímž souvisí translační pohyb hlavičky femuru v kloubu a významně snižuje odolnost vůči distrakci kloubních ploch. Koncept nestability kyčelního kloubu a kapsulární laxity se nedávno objevil jako identifikovatelná a potenciálně napravitelná příčina bolesti a postižení kyčelního kloubu. Původ nestability kyčelního kloubu lze rozdělit na traumatické a atraumatické příčiny, přičemž traumatická nestabilita kyčle obvykle v důsledku jasně definované subluxace nebo dislokace kyčelního kloubu. Vznik atraumatické nestability kyčelního kloubu je méně distinktivní a může být způsoben opakovaným mikrotraumatem, generalizovanou vazivovou laxitou, iatrogenními příčinami a poruchami pojivové tkáně. Konečným důsledkem biomechanických změn kyčelního kloubu je změna kloubní chrupavky vedoucí k degenerativním změnám nebo akutnímu poranění [16]. Na prostém rentgenovém snímku acetabulární retroverze postihuje až 6 % kyčlí ve zdravé populaci a až 20 % kyčlí s osteoartrózou. Podobně vývojová dysplazie má ve zdravé dospělé populaci zastoupení 3,6-4,3 % [7].

## 2.2.3 Vliv náhrady kyčelního kloubu na biomechaniku

Po implantaci kyčelní náhrady má pacient sníženou mobilitu po dobu 3-6 měsíců, kdy si při činnostech ulehčuje pohyb podpurnými prostředky. Po tu dobu dochází k usedání protézy a snižování napětí na ní. Následně dochází k přechodu na plné zatížení, kdy se jedinec postupně snaží přiblížit pohybu zdravé končetiny. U chůze do schodů [47] se projevuje snížený rozsah pohybu oproti pohybu před operací. Snížená flexe (o 5°) a větší předklon během provádění značí potíže se zvedáním nohou. Rozdíly jsou tak větší než při sestupu schodů, díky větší svalové aktivitě. Při sestupu dochází k podobným rozsahům, i když je snížený rozsah při flexi, který dorovná zvýšená extenze. Během provádění byly zaznamenány adaptace získané z předoperační doby [47]. Výrazně abnormální anatomie kyčelního kloubu (např. atypická femorální a/nebo acetabulární antevertze, protruze acetabula) mohou vyžadovat korekci, protože jsou potenciálně biomechanicky horší [8]. Během sednutí a stoupnutí byly zjištěny rozdíly v zatížení mezi operovanou a neoperovanou končetinou. To se projevilo zvýšením vrcholového momentu flexe na operované noze o 8 % [48].

U většiny femorálních dříků se femorální offset zvětšuje s velikostí implantátu. Chyba v implantaci femorálního dříku změní obnovení nativní anatomie a biomechaniky kyčelního kloubu. Jeho umístění do varózní nebo valgozní polohy může buď zvýšit, nebo snížit femorální offset a rameno abdukční páky a potenciálně bránit optimálním klinickým výsledkům. Na straně stehenní kosti dochází při přechodu z konchoidního tvaru na kompletně kulovitý tvar ke změně anatomie. Hlavní nevýhodou tohoto zmenšení velikosti je zhoršení stability, míra dislokace při zvětšení velikosti hlavice femuru snižuje. Zmenšení velikosti hlavice femuru může mít také negativní dopad na propriocepci. Protetický impingement by mohl vést k uvolnění košíčku (zvýšením točivého momentu na košíček), nestabilitě protézy, zvýšenému opotřebení a zlomenině vložky. Větší hlavice femuru nabízí lepší posun hlavice vůči krčku, a tím snižuje riziko impingementu protézy, a navíc usnadňuje lepší rozsah pohybu. Několik autorů prokázalo, riziko se stává zanedbatelným při velikosti hlavice protézy femuru  $\geq 32$  mm [8].

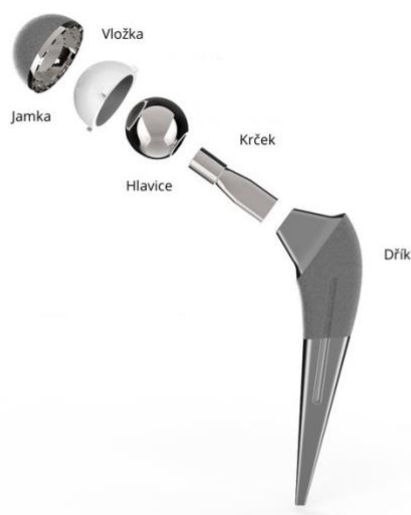
## 2.3 Kyčelní kloub a jeho náhrada

### 2.3.1 Indikace pro náhradu kyčelního kloubu

Prvními znameními značící problém s kyčelním kloubem jsou bolesti v určitých fázích pohybů. V prvotní fázi se problém řeší vhodnou medikací. V případě neutuchající bolesti (či její zvětšení), dochází k omezování pohybu vedoucí ke snížené kvalitě pohybu. V této fázi přichází zvážení výměny kloubu totální endoprotézou. Záleží na míře poškození kloubu a zdravotním stavu pacienta. Zda je schopen úspěšně zvládnout operaci a následnou rekonvalescenci.

### 2.3.2 Konstrukční prvky implantátů

Existují 2 typy konstrukcí: modulární a monoblok. Monoblok je vyroben z jednoho kusu a materiálu narušil od modulárního implantátu, jenž je složen z několika kusů, jenž mohou být z různých druhů materiálů. Následně se dělí dle typu fixace na cementované, necementované a hybridní. U cementovaných dochází k upevnění za pomoci mezivrstvy tvořené kostním cementem, necementovaná nepoužívá žádnou mezivrstvu a hybridní využívá obě varianty.[14] Endoprotézu monobloku můžeme rozdělit na základní součásti ve formě acetabulární a femorální komponenty. Acetabulární komponenta se dále dělí na jamku a vložku. Umělá jamka je uložena do vyfrézovaného sférického otvoru a následně ukotvena pomocí šroubů do pánve. Následně je vložena vložka plnicí funkci hladkého a bezbolestného pohybu jako chrupavka. Femorální komponenta je složena z hlavice, krčku a dříku. Po odříznutí krčku stehenní kosti je vyvrtána díra, v níž bude zafixován dřík s krčkem. Jako poslední je umístěna hlavice, jenž je následně vložena do vložky. Dle [14] může být na TEP límeček v přechodu mezi krčkem a hlavicí, jenž uzavírá dutinu a stanovuje hloubku ukotvení.



Obr. 6 Složení kyčelního kloubu, upraveno [6]

### 2.3.3 Materiály kyčelních implantátů

Základní materiály používané u kyčelních implantátů jsou polymery, kovy a keramika. Díky nim bylo vytvořeno 5 hlavních druhů kontaktů v endoprotézách: kov-polymer, kov-kov, keramika-keramika, keramika-polymer a nově případně i keramika-kov. [15] Nejčastěji používanými povrchy pro kyčelní protézy jsou vysoce zesítený polyethylen HXLPE, keramika, kov a ultra vysokomolekulární polyethylen UHMWPE [42]. Jejich výběr ovlivňují faktory jako jsou cena, stáří pacienta a jeho aktivita.[15]

## Polymery

Jsou používány pro své dobré mechanické vlastnosti díky zasíťování, což zabraňuje vysokému opotřebení [23]. Používají se u acetabulárních prvků. Při pohybu ale vznikají úlomky, které vedou k selhání v podobě uvolnění implantátu.[14] Používá se několik druhů polymerů, jako například: PTFE, HLXPE, UHMWPE či PEEK, které mají své specifické vlastnosti: [15]

PTFE je hydrofobní a je považován za inertní v těle. Má vysokou tepelnou stabilitu, ale také vysokou rychlost opotřebení, jenž má za následek vyšší míru uvolnění a infekce než ostatní materiály.

UHMWPE se vyznačuje nízkým třením a vysokou rázovou pevností. Jejich nevýhodou je nízká odolnost proti abrazivnímu tření [23].

PEEK se používá jako bio materiál kvůli chemické odolnosti, inertnosti a tepelné stabilitě. Jeho rychlost opotřebení je o 2 řády nižší než u UHMWPE-keramika či UHMWPE-kov.

HXPE se vyznačuje vyšší odolností proti opotřebení mezi polymery. Dochází ke zhoršení tvrdosti díky UHMWPE [42].

## Kovy

Mezi nejběžnější kovy patří nerezové oceli, slitiny titanu a slitiny kobaltu, chromu a molybdenu. Tyto kovy vynikají svojí vysokou houževnatostí, dobrou odolností proti korozi a vyšší tvrdostí oproti jiným kovům a polymerům. Bližší vlastnosti jsou rozebrány níže: [15]

Nerezové oceli se vyznačují nízkou pevností a tažností. Jsou odolné vůči oxidaci a jejich výroba je snadná. Jejich biokompatibilita je ovšem špatná [42]. Využívány zejména u necementovaných protéz.

Slitiny kobaltu, chromu a molybdenu se obvykle vyskytují ve složení 59-70 % Co, 27-30 % Cr a 5-7 % Mo. Můžeme je také dělit na nízkouhlíkové a vysokouhlíkové. Jsou používány u styku kov-kov. Vyznačují se vysokou odolností při opotřebení, ale nízkou chemickou inertností. Dle [42] mají vysokou odolnost proti korozi, avšak u nich dochází k uvolňování částic, které mohou způsobit zánětlivou reakci a následné osteolýze.

Slitiny titanu mají dobrou biokompatibilitu, odolnost proti korozi a vysokou mechanickou pevnost, ale nízkou odolnost vůči korozi [42]. Jsou používány u cementovaných náhrad. Mají nižší modul pružnosti.

## Keramika

Mezi její přednosti patří tvrdost, pevnost, odolnost proti opotřebení a tepelná odolnost. Je používána jako hlavice nebo vložka jamky. Používá se hliník, zirkon nebo zirkonem tvrzen oxid hlinitý (ZTA): [15]

Keramika z oxidu hlinitého má příznivé třecí chování a vysokou odolnost proti opotřebení, avšak nízkou mechanickou odolnost vůči tahovým namáháním. Na rychlost opotřebená má vliv velikost, hustota a čistota zrn. S menší velikostí zrn klesá opotřebení. Podle [42] má nízký koeficient tření. Nevýhodou mohou být zvuky které vydává protéza během pohybu.

Keramika ze zirkonia vykazuje nejlepší mechanické vlastnosti (odolnost proti zlomení a opotřebení) [42], ale je náchylná ke stárnutí v přítomnosti vody.

ZTA má dobrou pevnost a houževnatosti od hliníku a odolnosti proti opotřebení od zirkonia.

## 2.4 Animace v medicíně

### 2.4.1 Využití animace v medicíně

Animace je proces rychlé posloupnosti statických obrazů, které jsou součástí záběru, záběry jsou součástí scén, které vytvoří animaci obrazu [25]. Slouží zejména k názornějšímu a snadnějšímu pochopení dané problematiky. Často se ovšem stává že dojde až k příliš jednoduché interpretaci, což nemusí být lepší než statická iluminace. Dobrá animace by neměla mít moc velkou velikost, ale udržet si grafickou kvalitu, aby byla lehce přístupná odkudkoliv. Měla by zahrnovat interaktivní ovládací prvky, jež dokáží přilákat divákovu pozornost a zlepšit množství získaných informací [24]. V medicíně se používá k řadě použití:

Vizualizaci a tréninku zákroků

V rámci přípravy na zákrok mohou lékaři využít animaci k zopakování či osvojení postupu nebo diskuzi nad ním. V dnešní době je možné použít i prvky virtuální reality (VR) či rozšířené reality (AR) k přiblížení se co nejvíce reálným situacím. V [25] se uvádí, že díky AR se zlepšila rychlost operatérů zavádění jehly což snížilo čas zákroku. VR měla pozitivní účinek mezi lékaři otolaryngologie ke zvýšení úrovně důvěry.



Obr. 7 Vizualizace s anotacemi v programu Med3D [25]

## Lepšímu pochopení anatomie při chirurgických operacích

Animace může pomoci přiblížit těžko představitelné jevy během operací. AR tímto pomohla chirurgům v pochopení prostorových stavů pánevního dna, což zdvojnásobilo akademické úspěchy. Skóre se rovněž zvedlo i u neurochirurgů při mastoidektomii, kde došlo k méně poraněným nervů v okolí při použití VR [25].

## Snazší komunikaci s pacienty

Komunikace mezi lékaři a pacienty je čítá řadu problémů, jen dokáže animace efektivně minimalizovat. Dokážou pacientovi objasnit princip prováděného zákroku, jeho rizika i přínosy. Nedojde tak k nepochopení vlivem jazykové bariéry či náročnosti výkladu lékaře. V [26] je uvedeno, že díky zaslání animací zákroku několik týdnů dopředu se zvýšilo porozumění z 30 % na 90 %.

## Vysvětlení složitých postupů vědcům, studentům či veřejnosti

Animace se osvědčila především u studentů, kdy díky AR se zlepšilo jejich 3D porozumění, což zvýšilo jejich motivaci. Znalosti byly poté ověřeny při testech, které měly vyšší úspěšnost. Stejnou účinnosti dosáhla i VR. U některých studentů to mělo i negativní dopad v podobě kybernetické nemoci [25].

## 2.4.2 Typy softwarové techniky pro animaci pohybu

Na trhu se nachází řada animačních programů jako jsou například Adobe Animate, Blender, Cinema 4D a Houdini. V našem případě budeme pracovat s programem Cinema 4D od Maxonu.

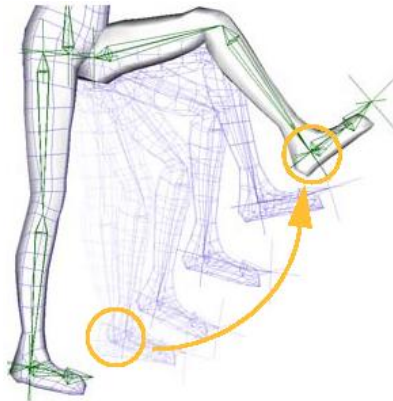
V něm je možné animovat několika způsoby:

- Keyframing – jde o základní metodu animování, kdy si stanovíme počáteční a koncový snímek animace a následně vyplňujeme mezi nimi klíčové snímky do doby, než nám vytvoří plynulou scénu animace



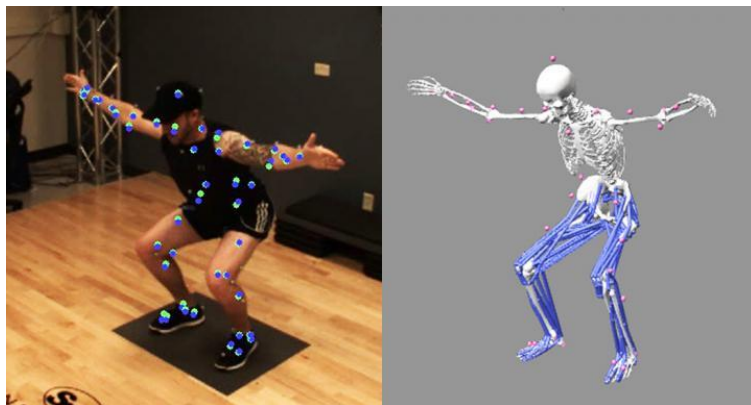
Obr. 8 Princip keyframing [27]

- Inverzní kinematika – metoda, využívající ovládání cílového pohybu jako interpretace sériové manipulace kloubů na místo jednotlivého ovládání kloubů.



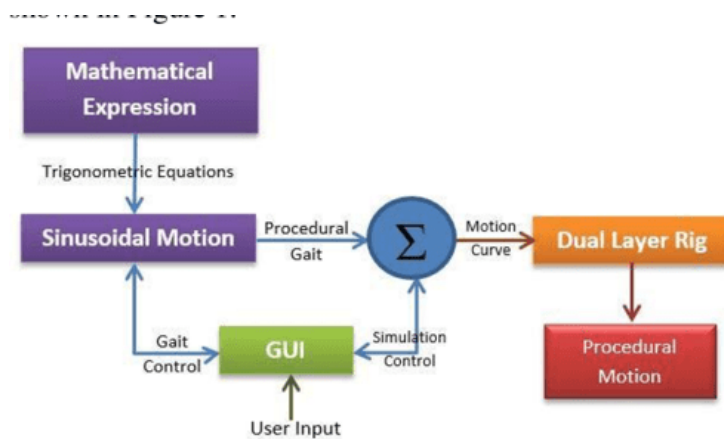
Obr. 9 Princip inverzní kinematiky [28]

- Motion Capture – zachycuje reálný pohyb postavy, který transformuje na digitální postavu díky speciálnímu softwaru pro nejvěrohodnější zachycení pohybu



Obr. 10 Ukázka zachycení pohybu [29]

- Procedurální animace – pohyb je vytvořen pomocí algoritmů za definovaných okrajových podmínek



Obr. 11 Ukázka zachycení pohybu [30]

### 2.4.3 Modelování a simulace kyčelního kloubu pomocí simulace

Vytvoření 3D modelu a simulace jeho dějů a procesů nám pomáhá porozumět biomechanice kyčelního kloubu a rozvoji léčebných metod. V případě biomechanického modelování pomocí magnetické rezonance nebo CT scanu vytvoříme matematický model anatomie kloubu. Při simulaci pohybu modelu přidáme momenty a síly, jenž charakterizují daný pohyb. Postup může být i opačný, kdy simulujeme pohyb a v rámci analýzy zatížení získáme hodnoty jenž působí na kloub. Prototyp může být použit i v rámci vývoje designu, konstrukce či materiálu protéz i jejich implantaci. Po vytvoření virtuálního modelu lékaři mohou zkoušet různé chirurgické postupy pro získání nejlepšího přístupu či plánovat zákroky.

## 2.5 Případové studie a aplikace modelů funkce kyčelního kloubu

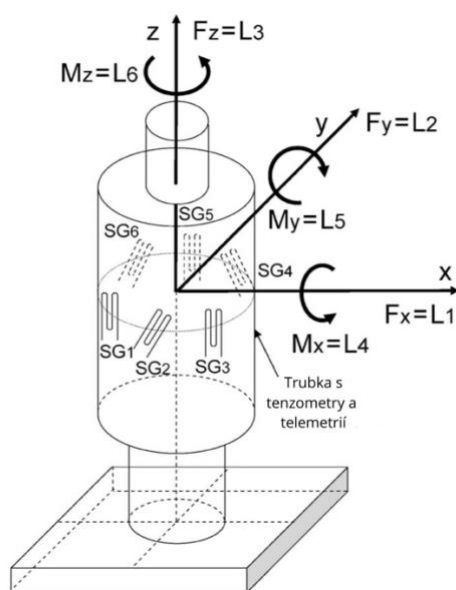
### 2.5.1 Přehled existujících studií modelů

Řada studií se snaží získat velikosti kontaktních sil co nejbližší reálným. K jejich získání se používají 2 typy modelů: in vivo a analytický.

In vivo

Model in vivo používá speciálně upraveného implantátu, který je vsazen do těla. Je vybaven sadou tenzometrů, které slouží jako senzory pro měření deformací, z nichž po výpočtu získáme zatížení. Má rezistor pro měření teploty a indukční cívku jako zdroj pro obvod [30]. Existuje mnoho typů implantátů a způsobů zpracování přijatých dat. Bergman v [9] používá při běžných denních pohybech titanový implantát (CTW, Merete, Medical, Berlín, Německo) s keramickou hlavicí o průměru 32 mm, jenž je vybaven devíti kanálovým zesilovačem a přesností sledování 1-2% [31]. Tento implantát je použit ve studiích zabývajících se Nordic walking [33], jízdou na kole [34] a chůzi po krátké pauze [35].

K získání složek kontaktních sil a momentů v kyčelním kloubu začíná měřením u páteřních fixátorů, odkud získáme 6 složek sil a momentů.



Obr. 12 Orientace souřadného systému v přístroji, upraveno [32]

Výpočet vektoru zátěže  $L$  se vypočítá jakou součin vektoru signálu  $S$  a měřicí matice  $M$ .

$$S_k M_i = L_{ik} \text{ kde } k= 1 \text{ až } n \quad (1)$$

nebo maticově

$$\begin{pmatrix} S_{11} & S_{21} & \dots & S_{61} \\ \dots & & & \\ S_{1k} & S_{2k} & \dots & S_{6k} \\ \dots & & & \\ S_{1n} & S_{2n} & \dots & S_{6n} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{i1} \\ M_{i2} \\ \dots \\ M_{i6} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{i1} \\ \dots \\ L_{ik} \\ \dots \\ L_{in} \end{pmatrix}$$

Obr. 13 Matice vektoru zátěže L [32]

kde  $(S_{1k}, \dots, S_{2k}, \dots, S_{6k})$  je 6 signálů a  $L_{ik}$  zatěžovací komponenta  $i$  jednoho z  $k = 1 - n$  měření. Měřicí matice  $M_i$  je inverzní ke kalibrační matici  $C$  6x6, která závisí na počtech kalibračních bodů  $P$ .

Vynásobením rovnice s  $S_k^T$  získáme

$$S_k^T S_k M_i = S_k^T L_k \text{ kde } i = 1 - 6, k = 1 \text{ až } n \quad (2)$$

což jde zapsat jako

$$\begin{pmatrix} \sum S_1 S_1 & \sum S_1 S_2 & \dots & \sum S_1 S_6 \\ \sum S_2 S_1 & \sum S_2 S_2 & \dots & \sum S_2 S_6 \\ \dots & & & \\ \sum S_6 S_1 & \sum S_6 S_2 & \dots & \sum S_6 S_6 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{i1} \\ M_{i2} \\ \dots \\ M_{i6} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum S_1 L_i \\ \sum S_2 L_i \\ \dots \\ \sum S_6 L_i \end{pmatrix}$$

kde  $k = 1 - n$

Obr. 14 Pozměněný zápis vektoru zátěže L [32]

Tyto normálové rovnice jsou dále řešeny Gaussovou metodou.

Pro získání vektorů síly  $F_i$  a momentu  $M_i$  v systému implantátu musí být oba vynásobeny transformační maticí T, která je zobrazena níže: [11]

$$\underline{T} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_x & \sin\alpha_x \\ 0 & -\sin\alpha_x & \cos\alpha_x \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos\alpha_y & 0 & -\sin\alpha_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\alpha_y & 0 & \cos\alpha_y \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos\alpha_z & \sin\alpha_z & 0 \\ -\sin\alpha_z & \cos\alpha_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Obr. 15 Transformační matice T [11]

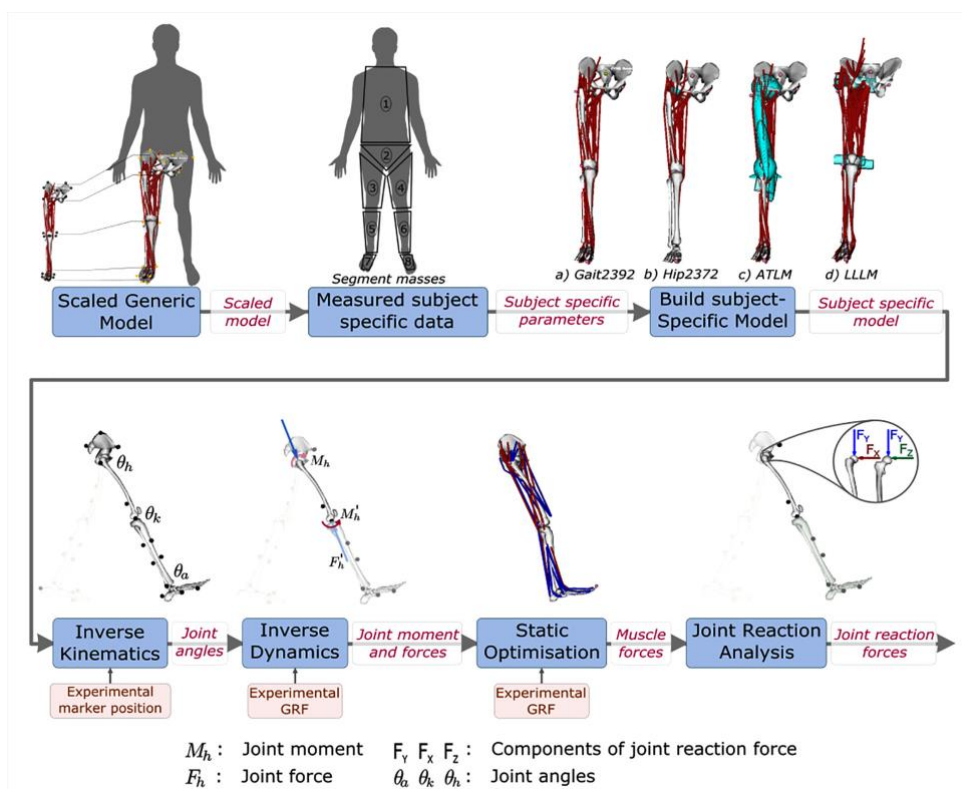
kde  $\alpha_x; \alpha_y; \alpha_z$  jsou úhly natočení implantátu vůči osám femuru ve směru hodinových ručiček. Použití rovnic (3) a (4) dostane složky sil a momentů

$$F_i = T * F \quad (3)$$

$$M_i = T * M \quad (4)$$

### Analytický přístup

Analytický model využívá postup znázorněný níže:



Obr. 16 Postup při analytické řešení [36]

Prvním krokem je získání obecného modelu, který získáme pomocí biomechanické analýzy pohybu. Ta je prováděna pomocí kamer, které vypočítávají pohyb markerů (jenž definují orientace tuhých těles a polohu kloubů [37]) na těle subjektu vykonávajícího pohyb na silových deskách. Polohy markerů mohou být umístěny podle protokolu [37] [38]. V studiích [37] [38] byla snímána svalová interakce pomocí elektromyografie (EMG). Výsledkem je soubor 3D kinematických dat o polohách kloubů. Díky nim vypočítáme biomechanický model s požadovaným počtem stupňů volnosti. Případně se dá použít už vytvořený muskuloskeletální model jako v [40] nebo [41]. Model se rozdělí na jednotlivé segmenty spojené kloubem dle našeho výběru. Každé tuhé těleso má svojí charakteristickou hmotnost, délku, momentem setrvačnosti ke středu hmotnosti a vzdáleností od středu hmotnosti k proximálnímu kloubu. Geometrické parametry jsou získány pro dolní končetiny použitím korelačních rovnic z měření provedeném na subjektu. Inerciální parametry jsou korigovány z údajů získaných z CT nebo rentgenových snímků. Při vstupu do simulace jsou 3D síly a momenty reakce země společně s kinematikou vypočteny na základě trajektorií markerů pomocí inverzní kinematiky. Dle [22] se 3D kinematika počítá z derivací základních bodových vektorů a jednotkových vektorů. Dopočítá se i svalová interakce na základě vhodného modelu. Toho bylo docíleno použitím vhodného softwaru, např. OpenSim nebo Anybody. Pro dynamickou konzistentnost kinematiky sil a momentů, tak je použit algoritmus eliminace reziduí. [39]

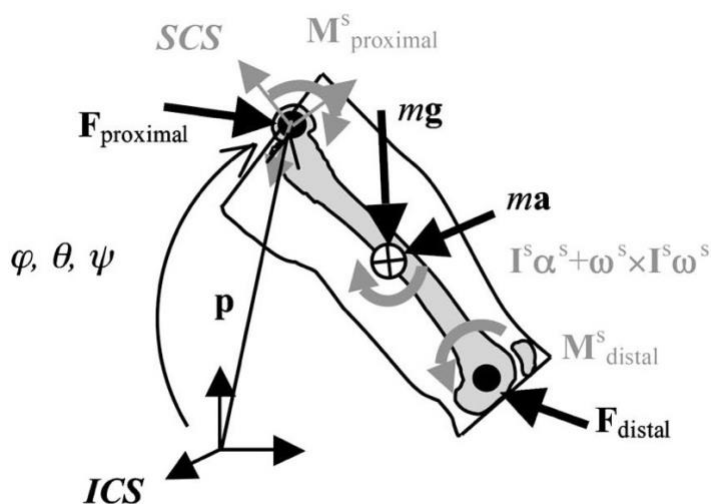
Inverzní dynamika je založena Newton-Eulerové pohybové rovnici rekurzivně aplikovanou na každý segment dolních končetin. V literatuře byly navrženy čtyři metody, jež jsou založeny buď vektorech a Eulerových úhlech, klíčích a kvartech, homogenních maticích nebo zobecněných souřadnicích a silách [22].

Výpočet dle [22] začíná určením zobecněné souřadnice v inerciálním souřadném systému (ICS), kde základním bodům odpovídá vektor  $p$  pro proximální koncový bod a vektor  $d$  pro distální koncový bod. Pro určení směrů segmentů využijeme vektor normály  $u$  k frontální rovině a vektor  $w$  podél epikondylů. Na základě těchto vektorů bylo možné vytvořit tři ortogonální osy, které tvoří souřadný systém segmentu (SCS). Díky  $p$  a  $d$  se vypočítala délka segmentu, aby bylo možné odhadnout hmotnost  $m$ , střed hmotnosti  $c^S$  a tenzor setrvačnosti  $I^S$  ("S" znamená SCS) Osy jsou poté integrovány do homogenní matice  $T$  prostřednictvím matice rotace  $R$ . Z  $R$  následně získáme Eulerovy úhly ( $\varphi$ ,  $\theta$ ,  $\psi$ ) podle posloupnosti tělesa ZYX.

Proximální kloubní síly  $F_{PROXIMAL}$  a momenty  $M_{PROXIMAL}$  byly vypočteny jako funkce distálních kloubních sil  $F_{DISTAL}$  a momentů  $M_{DISTAL}$ , gravitace  $g$ , kinematiky, hmotnosti  $m$ , středu hmotnosti  $c^S$  a tenzoru setrvačnosti  $I^S$ . V kinematice byly derivace získány pomocí konečných diferencí. Rekurzivně byly získány  $F_{DISTAL}$  a  $M_{DISTAL}$  pomocí principu akce-reakce (při znalosti  $F_{PROXIMAL}$  a  $M_{PROXIMAL}$  již vypočteného v úseku pod). Výpočet začínal u chodidla, kde  $F_{DISTAL}$  a  $M_{DISTAL}$  byly síly a momenty získané jako reakce země.

Výpočet lineárního zrychlení  $a$ , úhlové rychlosti  $\omega^S$  a úhlové zrychlení  $\alpha^S$  byl proveden pomocí  $(\varphi, \theta, \psi)$  a jejich derivací.  $F_{PROXIMAL}$  a  $M_{PROXIMAL}$  byly vypočteny následně (v pořadí ICS a SCS). Přesněji řečeno:

$$\omega = \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} \quad (5)$$

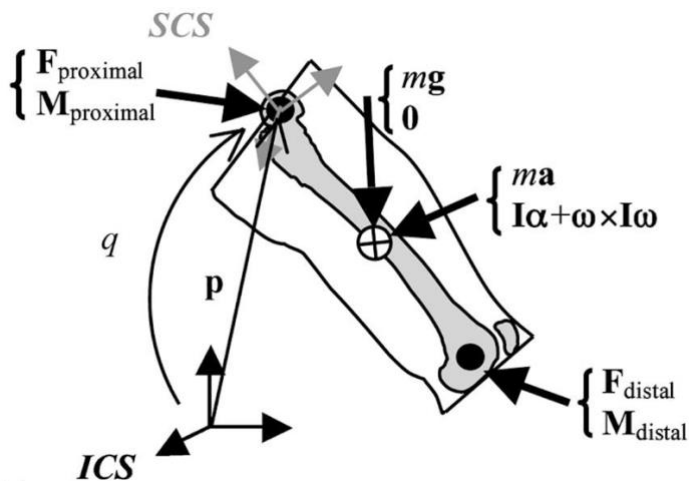


Obr. 17 Metoda založená na vektorech a Eulerových úhlech [22]

Metoda kvaternionů a klíčů, jež byla použita v byly proximálně vypočteny  $a$ ,  $\omega$  a  $\alpha$  byly proximálně vypočteny pomocí kvaternionové algebry. Klíč  $\begin{Bmatrix} F_{PROXIMAL} \\ M_{PROXIMAL} \end{Bmatrix}$  byl vypočten najednou. Konkrétně úhlová rychlost byla:

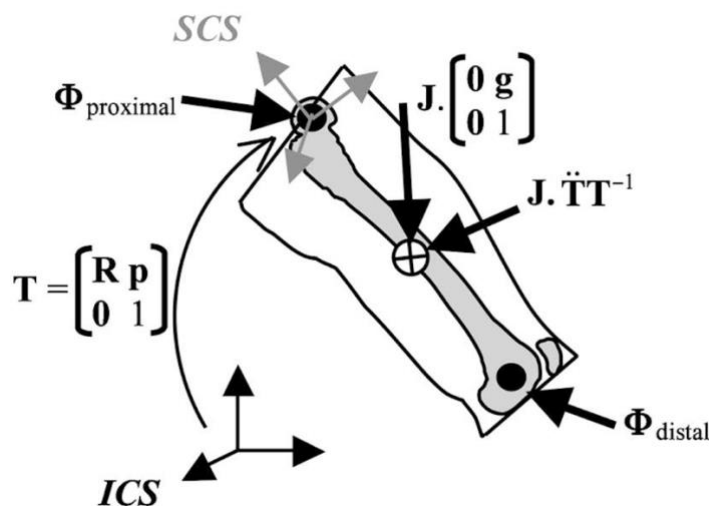
$$\omega = 2\dot{q} \otimes \bar{q}$$

kde  $\otimes$  označuje kvaternionový součin a  $\bar{q}$  označuje kvaternionový konjugát



Obr. 18 Metoda kvaternionů a klíčů [22]

V metodě založené na nehomogenních maticích, v matici zrychlení  $H = \dot{T}T^{-1}$  byla zahrnuta veškerá lineární a úhlová kinematika. Takto sestavená homogenní matice  $\Phi_{PROXIMAL}$  (včetně  $F_{PROXIMAL}$  v posledním sloupci, transpozice  $-F_{PROXIMAL}$  v posledním řádku a šikmosti  $M_{PROXIMAL}$ ) byla vypočtena najednou. Za tímto účelem byly hmotnost  $m$ , střed hmotnosti  $c^S$  a tenzor setrvačnosti  $I^S$  transformovány na pseudoinerciální matice  $J$ . Konkrétně byla úhlová rychlost  $\omega$  získána jako matice šikmosti v rámci matice rychlosti  $W = \dot{T}T^{-1}$ .

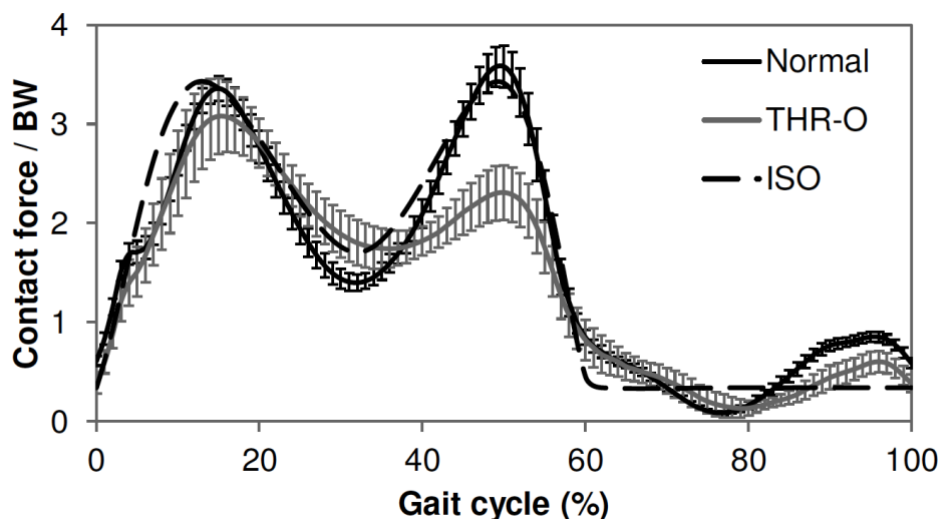


Obr. 19 Metoda homogenních matic [22]

V metodě založené na zobecněných souřadnicích byla kinematika přímo derivacemi  $\ddot{u}, \dot{r}_p, \dot{r}_D$  a  $\ddot{w}$ . Současně byly počítány zobecněné síly a momenty  $[N^P]^T \cdot F_{PROXIMAL}$  a  $[N^*]^T \cdot M_{PROXIMAL}$  (kde horní index "T" označuje transpozici). K tomu byly  $N^P$  a  $N^*$  interpolačními maticemi pro síly v proximálním koncovém bodě a pseudointerpolací pro momenty (další interpolační matice  $N^D$  a  $N^C$  byly nutné pro síly v distálním koncovém bodě a v těžišti). Hmotnost  $m$ , střed hmotnosti  $c^S$  a tenzor setrvačnosti  $I^S$  byly transformovány do zobecněné matice hmotnosti  $G$ . Omezení tuhého tělesa byla rovněž uvažována pomocí Jakobiánské matice  $K$ , vynásobené Lagrangeovými multiplikátory  $\lambda$ . Přesněji řečeno, v metodě založené na zobecněných souřadnicích a silách nebyla úhlová rychlost  $\omega$  (stejně jako úhlové zrychlení  $\alpha$ ) přístupná.

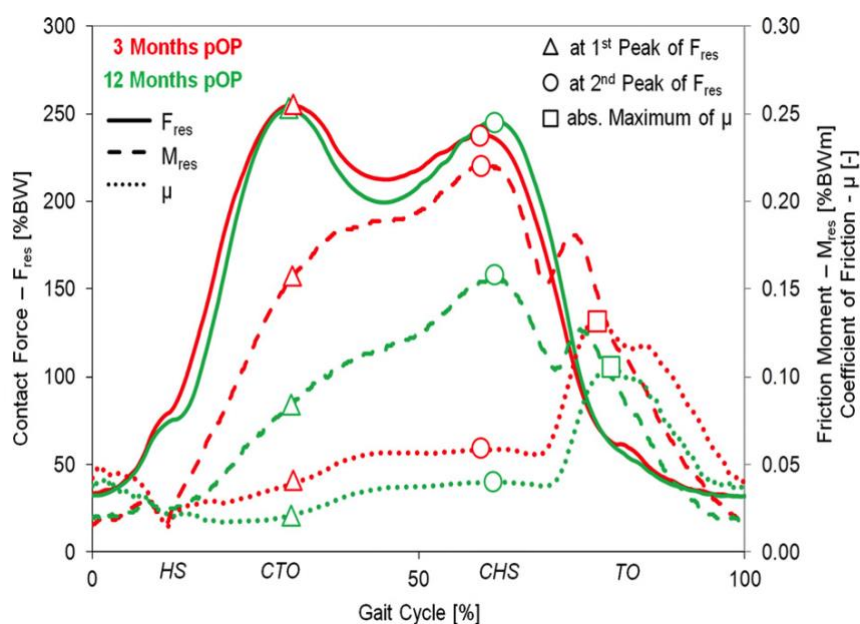


V [18] byla taktěž použita inverzní dynamika při zkoumání kontaktních sil u zdravých jedinců a pacientů s totální kyčelní náhradou. Princip sběru dat byl stejný, ale pohyb snímalo tentokrát 8 kamer. Zpracování dat proběhlo v softwaru AnyBody. V došlo k výpočtu svalů, kloubních středů a setrvačných momentů pomocí prvků v uložišti programu. Po importu síly reakce od země, škálování a kinematické optimalizaci byla provedena inverzní dynamika, jenž nám poskytla kontaktní síly a momenty v kyčli.



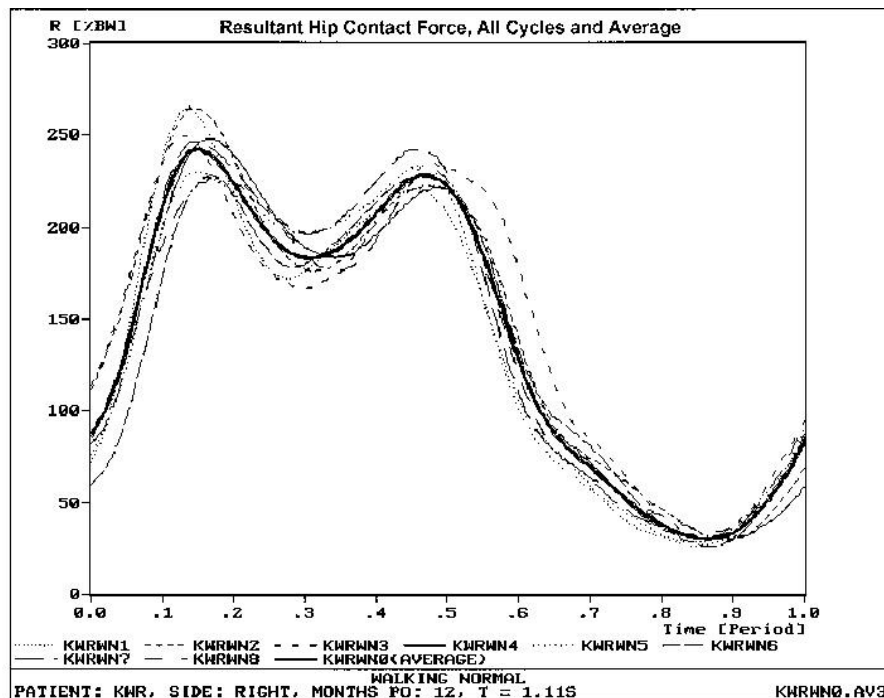
Obr. 22 Graf kontaktní síly během cyklu chůze pro zdravý kloub, implantátu a síly ISO [18]

U [19] byla zjišťována změna tření u endoprotézy při chůzi. Data byla získána in vivo díky protéze s přístroji (CTW, Merete Medical, Berlín, Německo). Byly získány 3 složky sil a momentů v souřadnicovém systému femuru z 6 tenzometrických signálů. Výsledná kontaktní síla byla získána pomocí Pythagorovy věty.



Obr. 23 Graf kontaktní síly v závislosti na době od operace při cyklu chůze [19]

V [20] jsou řešeny kontaktní síly při chůzi, za pomoci dvou druhů implantátů s telemetrickým přenosem. Polohy středů klouby a další referenční body byly určeny pomocí CT snímků. Následný postup je obdobný [19]



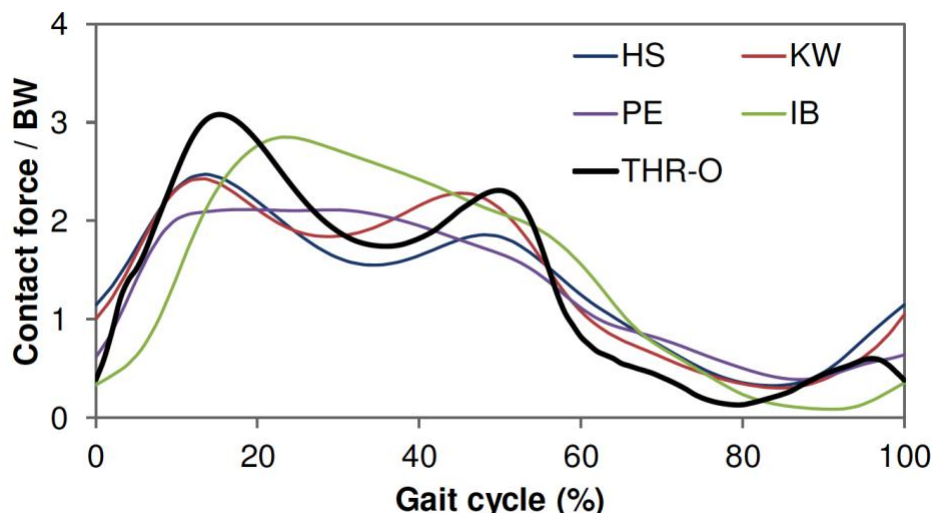
Obr. 24 Graf kontaktní síly během cyklu chůze pro různé pacienty [20]

### 2.5.3 Výsledky a zkušenosti vycházející ze studií

Po shlédnutí grafů z měření in vivo můžeme vidět malý rozdíl mezi největšími kontaktními silami (okolo 10 %), který je s největší pravděpodobností způsoben rozdílnou rychlostí provádění cyklů (nebyla konstantní u všech subjektů jako v [20]). Malou roli hraje i odchylka přesnosti snímaných dat v protéze. Metoda jinak vykazuje prakticky totožné s výsledky reálného zatížení. Její hlavní nevýhodou je její finanční náročnost a úzký kruh pacientů s těmito protézami.

Porovnáním grafů analytického řešení jsou patrné větší odchylky. Ty jsou způsobeny nejen rozdíly rychlostí (v tomto případě minimálně o 1,5 km/h), ale hlavně porovnáním výsledků zdravého kloubu s výsledky kyčelní náhrady. Zvážením faktorů jako rychlost chůze a chybovosti při určování poloh středu kloubu dospějeme k názoru, že zatížení zdravých kloubů si jsou podobná. Primární výhodou modelu je široká možnost aplikace. Je možné tak zjistit kontaktní síly i u zdravých jedinců. Model lze použít na jakoukoliv objekt, u kterého jsme schopni popsat model pohybového aparátu. Mezi její nevýhody patří odchylky (až v řádu desítek %) způsobené nepřesností použitých výpočtových modelů pro určení modelu, svalů a parametrů jednotlivých tuhých těles. Celý proces je časově zdlouhavý a náročný.

Pro porovnání obou metod je zde obr. 25:



Obr. 25 Graf kontaktní síly pro cyklus chůze při srovnání metod 3D inverzní dynamiky a telemetrického implantátu [18]

kde patrný rozdíl mezi analytickým řešením (THR-O) a in vivo měřením (HS, KW, PE, BE). Výsledek se v případě největší kontaktní síly liší zhruba o 30 %. Z hlediska bezpečnosti kyčelní náhrady je to pro analytický model sice konzervativní odchylka, avšak pro rozvoj možností pohybu s náhradou už ne. Tyto výsledky dokládá i obr.26, kde jsou srovnány různé studie a jejich metody při chůzi a běhu. Zde dochází k odchylkám i přes 100 % mezi modely, což je nevyhovující.

Source	Method	Walking		Running	
		$F_{joint}$ (BW)	Speed ( $m \cdot s^{-1}$ )	$F_{joint}$ (BW)	Speed ( $m \cdot s^{-1}$ )
Present study	ID/UB	$2.5 \pm 0.3$	1.5	$5.2 \pm 0.4$	3.5
Pauli (33)	ID/LE	4.9	1.4	N/A	N/A
Crowninshield et al. (11)	ID/LE	$6.0 \pm 1.5$	1.5	N/A	N/A
Röhrle et al. (39)	ID/LE	$6.5 \pm 1.5$	1.5	N/A	N/A
Rydell (40)	IP	1.8-3.3	1.3-1.4	4.3	2.5
Davy et al. (12)	IP	2.8	0.5	N/A	N/A
Bergmann et al. (4)	IP	3.7-4.3	1.4	5.0-5.2	2.2

ID, inverse dynamics; UB, upper body; LE, lower extremity; IP, instrumented prosthesis; N/A, not available.  
References: 33. Pauli, J. P. Load actions on the human femur in walking and some resultant stresses. *Exp. Mech.* 11:121-125, 1971; 11. Crowninshield, R. D., Brand, R. A., and R. C. Johnston. The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 132:140-144, 1978; 39. Röhrle, H., R. Scholten, C. Sigolotto, W. Sollbach, and H. Kellner. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J. Biomech.* 17:409-424, 1984; 40. Rydell, N. W. Forces acting on the femoral head prosthesis. *Acta Orthop. Scand.* 37(Suppl. 88), 1966; 12 Davy, D. T., G. M. Kotzar, R. H. Brown, et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 70A:45-50, 1988; 4. Bergmann, G., F. Graichen, and A. Rohmann. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J. Biomech.* 26:969-990, 1993.

Obr. 26 Srovnání modelů a jejich metod v rámci studií [18]

V případě výpočtu zatížení kyčelního kloubu, tak jako model funkce kloubu volíme in vivo, pro jeho přesnost. Dle srovnání na obr. 26, vybíráme metodu podle Bergmanna, pro jeho přesné a konzervativní výsledky. V případě volby analytického řešení je třeba použít metodu Paula, která je nejbliž k Bergmanovi. I tak je ale třeba brát výsledky s rezervou.

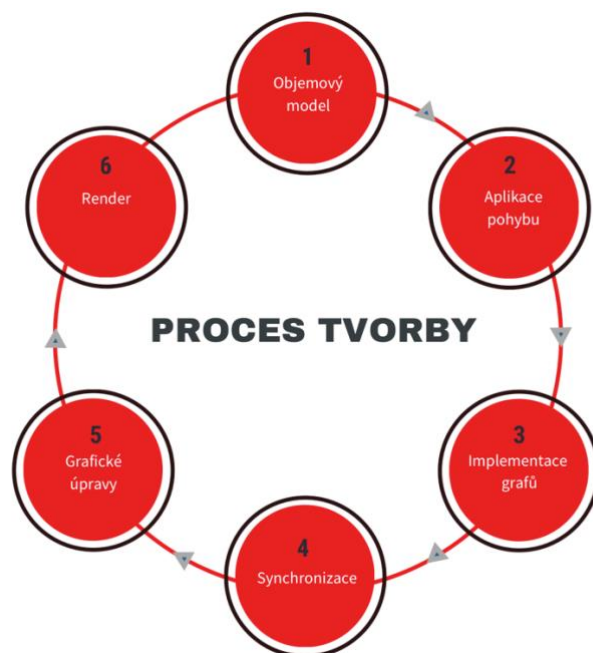
### 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Způsob průběhu současných animací není pro dnešního diváka atraktivní. Obsahují mnoho informací, které nedokáže divák najednou zachytit. Grafy zobrazují mnoho křivek na relativně malém prostoru, což je činí složitě čitelné a nedostatečně názorné. Záběry v animacích jsou někdy natočeny ze špatného úhlu, což ztrácí jejich přidanou hodnotu. Pracují s daty, které už neodpovídají současnému stavu populace, neboť došlo ke zvýšení tělesné hmotnosti u průměrného člověka. Dostáváme vykreslené křivky sil s jejich zatížením, aniž bychom věděli, co to pro nás znamená. Zda je animovaný pohyb bezpečný pro kyčelní náhradu či nikoliv. Animace si klade za výsledek snadněji porozumět problematice díky vhodně zpracovaným informacím.

Cílem práce je vytvořit přehledné animace každodenních pohybů jako je chůze, sednutí, stoupnutí, chůze do schodů, chůze ze schodů a běh. Získaná průměrná data z totální náhrady budou upravena a aplikována na postavu zdravého muže, jehož váha bude je 100 kg, aby odpovídal momentálnímu vývoji populace. Zkoumána bude závislost zatížení na natočení a hmotnosti. Výsledné síly pak budou porovnány s údaji normy ISO 7206-6, jenž definuje zkoušku odolnosti krčku.

## 4 METODY A PŘÍSTUPY K ANIMACI

Celý proces tvorby je schematicky naznačen níže:



Obr. 27 Postup

### 4.1 Sledování pohybu a sběr dat

Všechna data byla získána z [10]. Ke sběru dat přispělo 10 pacientů s koxartrózou, jenž byli alespoň 10 měsíců od operace a jejich zdravotní stav jim dovolil vykonávat pohyby bez omezení (až na pacienta č.9).

Subjekt		H1	H2	H3	H4	H5	H6	H7	H8	H9	H10
Věk	[roky]	55	61	59	50	62	68	52	55	54	53
Pohlaví	[M/Ž]	M	M	M	M	Ž	M	M	M	M	Ž
Váha	[kg]	73	75	92	85	87	84	95	80	118	98
Výška	[cm]	178	172	168	178	168	176	179	178	181	162
Operovaná noha	[L/R]	L	R	L	L	L	R	R	L	L	R

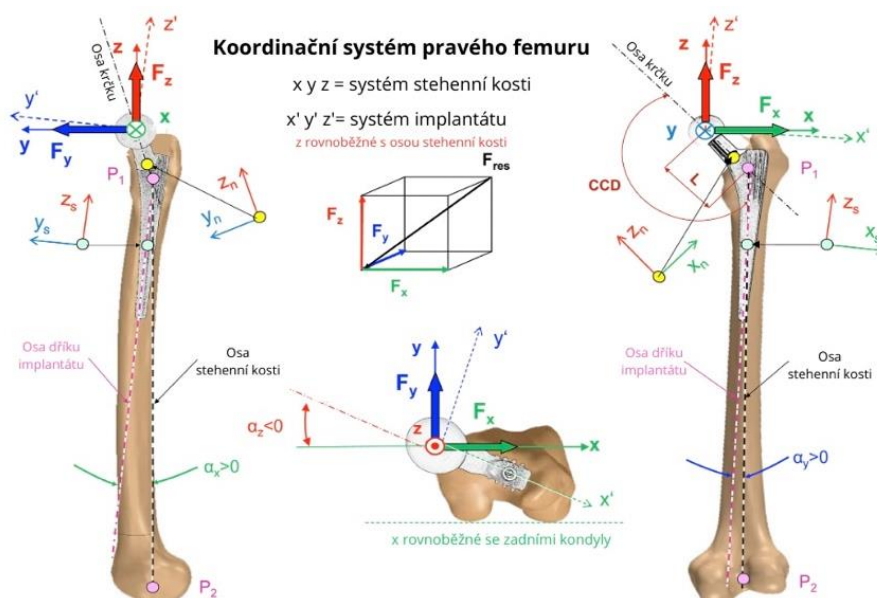
Tab. 1 Údaje o pokusných subjektech [8]

Pacienti měli implementovaný titanový implantát zmíněný v kapitole 2.5.1. Data byla zesilovačem telemetricky odesílána a synchronně propojena s nahraným videem pohybu.

Aktivita	Parametry provádění
Sednutí/stoupnutí	Výška sedla = 45 cm, bez pomoci rukou
Chůze	Rychlost v rozmezí 1,0-1,3 m/s
Chůze do schodů/ze schodů	Výška schodu = 19,8 cm, šířka = 26,3cm, bez pomoci rukou
Běh	Rychlost 7 km/h na běžícím páse

Tab. 2 Aktivity a jejich parametry provádění [8]

Zatížení už byla orientována v souřadném systému pravého femuru pro snazší výpočty jiných protéz vůči stehenní kosti či levého femuru zrcadlením hodnot.



Obr. 28 Souřadný systém pravého femuru [8]

Průměrné zatížení bylo lineárně upraveno na 75 kg z individuálních hmotností a výsledná síla  $F_{Res}$  byla dopočítána pomocí Pythagorovy věty složek. Všechny délky cyklu každého pohybu byly normalizovány a křivky vyhlazeny pomocí Fourierových harmonických řad s počátečním  $n = 20$ . Při neshodném počtu a sekvenci maxim a minim mezi cykly se  $n$  sníží a postup se opakuje. V rámci společného cyklu jsou extrémní hodnoty pak posunuty na průměrné časy. Všechny cykly jsou potom superpolovány a aritmeticky zprůměrovány. Vlivem metody výpočtu se mohou špičkové hodnoty mírně lišit od jejich přesného aritmetického průměru, protože je metoda spíš zaměřena na reprezentaci křivek [11]. Z normy ISO 7206-6 získáme sílu, jež má podobu sinusoidy o hodnotě 5340 N.

Zkoumaná data jsme získali v souboru Microsoft Excel, u kterých následně došlo k dalším úpravám. Vzhledem ke zvolení nízké průměrné hmotnosti bylo upraveno zatížení za pomoci faktoru  $f_{AH}$  na 100 kg a 115 kg. Zvýšené hmotnosti byly zvoleny na základě vývoje [45]. Faktor  $f_{AH}$  je součinem faktorů  $f_1$  a  $f_2$ . Získáme  $f_1$  poměrem největšího zatížení od jednotlivých subjektů ku největšímu zatížení od průměrného subjektu. Parametr  $f_2$  získáme poměrem nového průměrného zatížení k původnímu. V našem případě bude  $f_2 = 1,33$  pro 100 kg a pro 115 kg  $f_2 = 1,53$  [11].

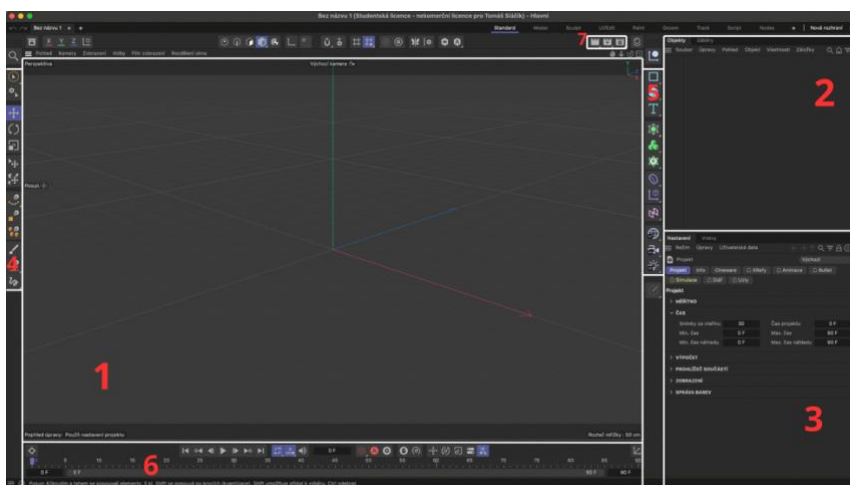
Faktory	Chůze	Sednutí	Stoupnutí	Běh	Schody nahoru	Schody dolů
$f_1$	1,01	1,42	1,59	1,04	1,08	1,12
$f_{AH}$	1,55	2,17	2,43	1,59	1,66	1,71

Tab. 3 Hodnoty  $f_1$  a  $f_{AH}$  u činností [11]

K vytvoření grafů a následné animaci byl použit animační program Blender. Snížil se počet reprezentativních bodů z 600 na vrcholky jednotlivých křivek, z důvodu velikosti souboru a plynulejšího chodu grafu při animaci.

## 4.2 Modelování a simulace pohybu kyčelního kloubu

Pro tvorbu animace byl zvolen program Cinema 4D od společnosti MAXON. Jeho prostředí je zobrazeno na obrázku níže:



Obr. 29 Prostředí programu Cinema 4D

Oblast 1 je hlavní pracovní náhled, jenž umožňuje pohled pomocí perspektivy, tak i 3 základních rovin. Oblast 2 zobrazuje strom prvků a objektů obsažených ve scéně i s jejich vlastnostmi. Pod ní se nachází oblast 3, která nám poskytuje detailní parametry a vlastnosti vybraných těles. V oblasti 4 se nachází hlavní nástrojová lišta pomocí níž můžeme vytvářet geometrii, materiály a kameru v animaci. Vedlejší pracovní lišta v oblasti 5 pracuje se souřadným systémem a výběrem prvků. Časová osa pohybu s klíčovými snímky v oblasti 6 je nezbytná pro tvorbu animace. Oblast 7 slouží pro úpravu a render animace.

Na úvod byla do scény vložena postava z [12], která v některých případech už obsahovala pohyb. V případě, kdy se postava nepohybovala, tak byl použit pohyb buď z databáze Cinema 4D nebo z [21]. Klouby pohybu a postavy byly upraveny v délce a natočení, aby dodržely charakter postavy a zároveň měly stejné reference. Poté došlo ke sjednocení pohybu. Z Blenderu byly vyjmuty grafy, které byly vloženy do scény. Pak byl třeba jen ručně z synchronizovat pohyby s postavou během děje. Do scény byl následně vložen kyčelní implantát. Jeho pohyb byl sjednocen se stehenní kostí a umístěn na úhlovou stupnici.

### 4.3 Využití virtuální reality a rozšířené reality v animaci

Tyto nástroje přináší nové možnosti tvůrčího procesu a interakce s animovaným prostředím. Jejich využití je primárně při vzdělávání a školení. V naší animaci nebudou použity z důvodu důležitosti pohledu z boku zejména kvůli rozsahu pohybu a grafům.

## 5 IMPLEMENTACE ANIMACE

### 5.1 Definování pohybových trajektorií a omezení

V rámci zachování přirozeného pohybu byly některé přiřazené trajektorie upraveny. Postavy byly omezeny na pohyb na místě kvůli snazší animaci.

### 5.2 Simulace pohybů

#### 5.2.1 Chůze

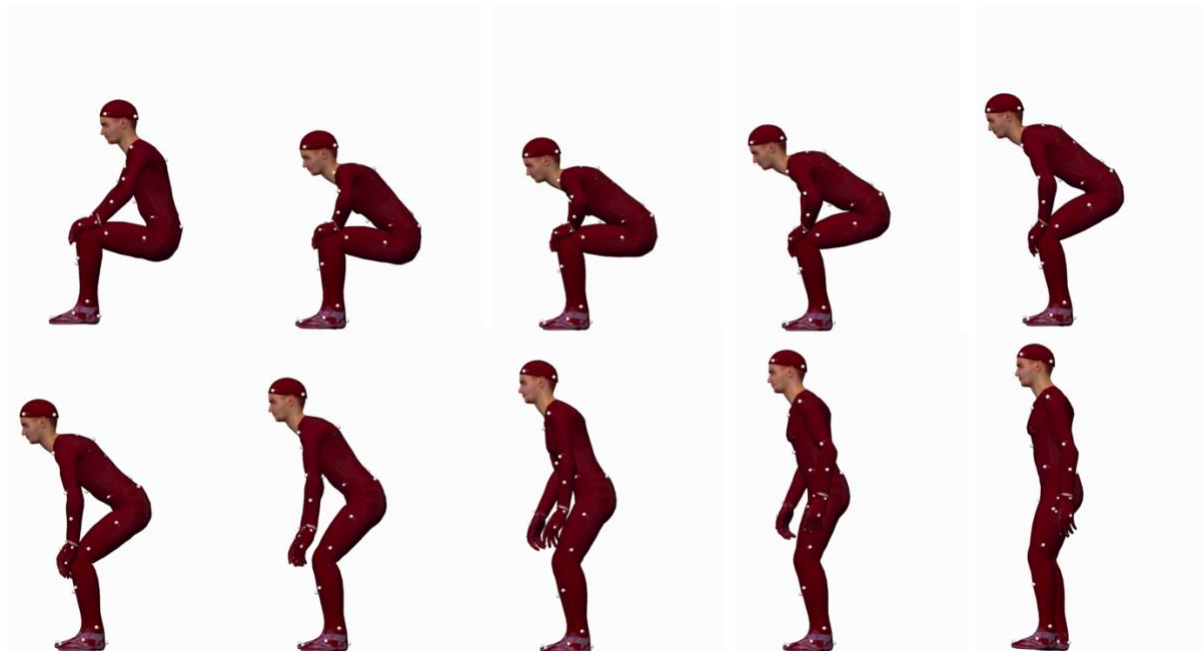
Stojná fáze chůze začíná kontaktem paty sledované dolní končetiny s podložkou. V ten moment dochází k maximu u složky síly  $F_y$ . Se snižováním flexe nohy dochází k jejímu zatěžování při přenášení váhy až do jednooporového postavení. V momentě, kdy se stehna nachází na stejné úrovni (při  $35^\circ$  flexi) dochází k maximu výsledné síly a složky síly  $F_x$  způsobenou zevní rotací. Následuje snížení zatížení od všech sil. Stále rostoucí momenty narazí na své maxima při  $10^\circ$  flexi ( $M_x$ ) a  $0^\circ$  postavení  $M_y$  a  $M_z$ . Těsně před dvouoporovým postavením při téměř  $0^\circ$  extenzi dosahuje maxima složka  $F_z$ . Zahájení švihové fáze je spojeno se skokovým snížením zatížení sil rovnající se váze končetiny. U momentů dojde rovněž ke skokové změně, jenž je největší u  $M_x$  vlivem zevní rotace téměř při stejné úrovni stehen. Následně dochází k jejím poklesům až do konce cyklu.



Obr. 30 Časosběr chůze

## 5.2.2 Stoupnutí

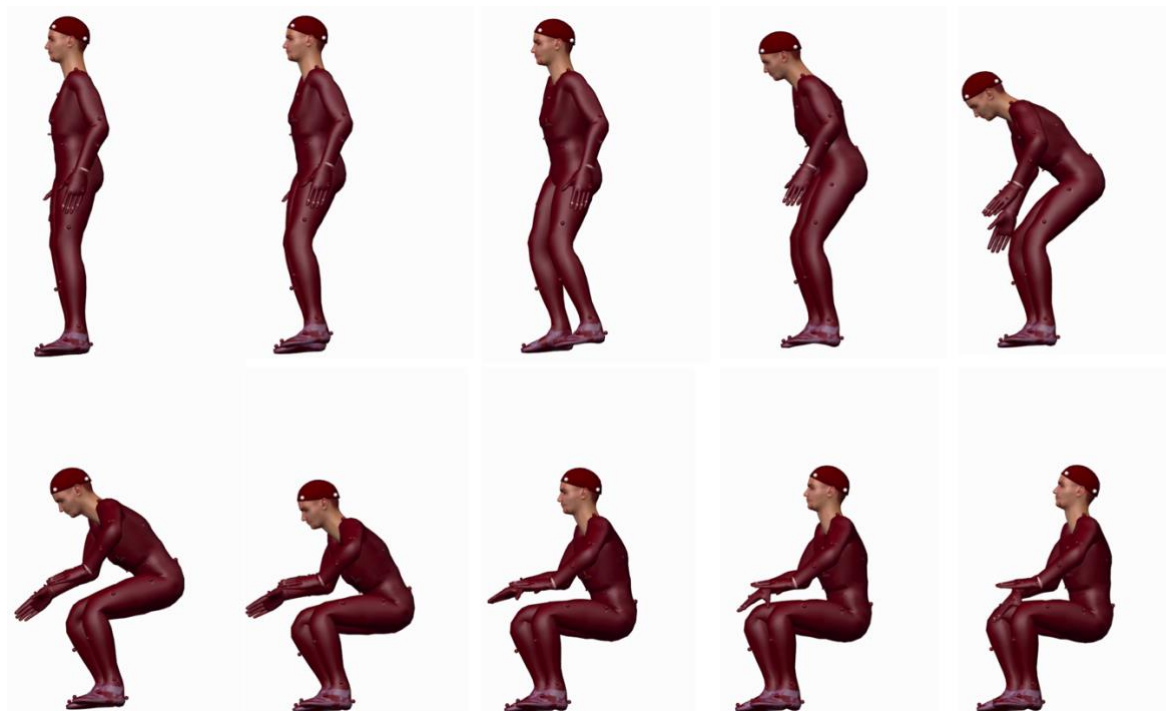
Pohyb lze rozdělit do několika fází dle Schenkmana [46]. Cyklus začíná ve fázi flekčního momentu mírným předklonem pro usnadnění postavení, což sníží zatížení v kloubu od složek momentů  $M_x$  a  $M_z$  a zvýší  $F_y$ . Zapojením stehenních svalů dojde k postupnému přenesení tělesné hmotnosti na dolní končetiny, což způsobí zvětšení složek složek sil (kromě  $F_y$ ) a snížení všech momentů. Odlepením hýždí od povrchu ukončuje fázi přenosu hybnosti a přechází do fáze extenze, jenž trvá do vzpřímené polohy. K maximálním hodnotám složek sil a výsledné síly dojde cca u  $80^\circ$ . Dochází rovněž k zvyšování složek momentů, jenž dosáhnou maxima u  $45^\circ$ . Až do dokončení pohybu dochází ke snížení/stagnaci složek momentů a sil.



Obr. 31 Časosběr stoupnutí

### 5.2.3 Sednutí

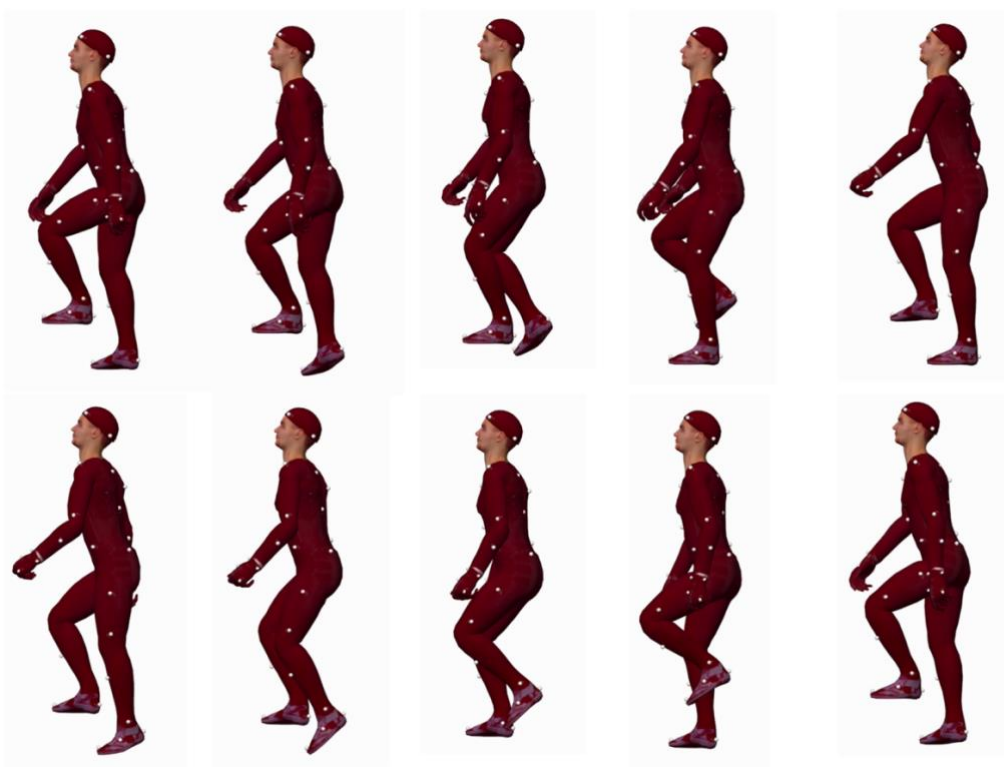
Na začátku cyklu vlivem pokroků bylo způsobeno natáčení pánve, které zapříčinilo zvýšení složky  $F_x$ . Při zahájení pohybu začínající fázi flexe dochází ke skokovému zvýšení hodnot složek sil. Dochází k podsazení pánve spojené s předklonem, který vede ke skokovému nárustu  $M_x$  a  $M_z$  a maximu  $M_y$ . Největšího zatížení složek sil  $F_y$ ,  $F_z$  i výsledné síly dosáhnou zhruba při 45° flexi. Před ukončením fáze flexe, těsně před dosednutím, dochází k maximu složek  $F_x$  a  $M_x$ . Fáze přenosu hybnosti je spojena se snížením zatížení od sil i momentů.



Obr. 32 Časosběr sedání

## 5.2.4 Chůze do schodů

Chůze do schodů začíná stojnou fází při položení sledované levé končetiny na schod, kde dojde do svého maxima složka momentu  $M_z$ . Při přenášení hmotnosti dochází k nárůstu sil a momentů. V jednooporové fázi během zvedání se končetina postupně narovná. Při  $55^\circ$  flexi dochází k maximu složek sil, zbylých momentů i výsledné síly. Následné dotažení do natažené polohy je spojeno s jejich snížením. Během zvedání pravé končetiny do úrovně dalšího schodu, sledovaná noha pokračuje vpřed a dochází opět k mírnému nárůstu (až na složku  $F_y$ ). Letová fáze nastává při přenesení váhy na druhou končetinu, kdy dochází ke snížení sil a momentů až na konstantní hodnotu způsobenou hmotností uvolněné dolní končetiny. Toto zatížení trvá do umístění končetiny do původní pozice.



Obr. 33 Časosběr chůze do schodů

## 5.2.5 Běh

U běhu dochází první k dotyku sledované levé dolní končetiny na začátku oporové části v dokrokové fázi. Při amortizaci nohy dojde k pokrčení, což vede ke snížení těžiště. K maximu složek sil dochází v momentě vertikály, kdy se chodidlo nachází ve flexi společně s kolenem pod pánví. Při přechodu do odrazové fáze se složky sil klesají do konce oporové části a jejich zatížení zůstává už relativně stejné do konce cyklu. V letové části při švihové fázi nohy vpřed vzrůstají hodnoty složek momentů a také výsledné síly, jejíž maximální hodnota nastane na konci švihové fáze, což je moment kdy se stehna dostanou do stejné úrovně. K maximu složek momentů dojde na konci přechodné fáze, kdy má kyčel největší ohyb (v našem případě  $45^\circ$ ). Pak postupně klesá s probíhající přípravnou fází na dokrok.



Obr. 34 Časosběr běhu

## 5.3 Vytvoření vizuálního výstupu animace

Byl zvolen doporučený výstup animace v podobě kratšího videa s dobrou grafickou kvalitou. Parametry renderu jsou v tabulce č. 4

<b>Rozlišení v pixelech</b>	3840x2160
<b>Poměr stran</b>	16:9
<b>Počet snímků za sekundu</b>	30
<b>Formát souboru</b>	.mp4

Tab. 4 Parametry výstupu animace

## 6 DISKUZE

Použití animace se ukázala jako velice efektivní a zajímavá cesta, jak předat informace o problematice, jenž si lze těžko představit či pochopit. Pomocí grafických prvků dokážeme zacílit divákovu pozornost na konkrétní prvky děje, díky nimž dojde k rychlejší adaptaci daného problému. Vylepšení animací o prvky VR nebo AR může vše ještě umocnit.

Hlavním cílem práce bylo vytvoření animací běžných denních činností od chůze, přes chůzi po schodech, sednutí a stoupenutí až po běh při proměnných kinematických a zátěžných podmínkách. Bylo úspěšně vytvořeno 5 animací včetně vyobrazení jejich proměnlivého zatížení. Nedošlo k úspěšné realizaci animace chůze do schodů, u níž byl problém s implementací anatomie v požadované kvalitě jako u ostatních animací. Tím pádem nedošlo k úplnému splnění zadaného cíle.

Z ostatních animací jsme došli i tak k následujícím závěrům. K největší výsledné síle dochází při běhu, což mohlo být očekávané vzhledem k charakteru ostatních pohybů. Ovšem při hmotnosti 115 kg výsledná síla přesahuje zkušební sílu dle normy ISO 7206-6, čímž ohrožuje odolnost krčku implantátu. Největší rozdíl mezi výslednými silami při rozdílných hmotnostech byl zaznamenán také u běhu. Za zmínku stojí i stoupenutí, které dosahovalo jako druhé nejvyššího rozdílu hodnot, tak i výše výsledného zatížení. Což potvrzují i jiné průzkumy, i když se jedná o dvouoporovou aktivitu. Natočení při největším výsledném zatížení bylo proměnlivé, kdy u stoupenutí a chůze do schodů se nacházela končetina v maximální flexi, ale u ostatních aktivit to bylo při 45°. Dominantní složka  $F_z$  jenž má největší vliv na výslednou sílu byla většinou maximální ve stejném momentu jak výsledná síla, až na chůzi a běh. V případě chůze nastala při maximální flexi. V běhu se vyskytuje v momentě vertikály při 30° flexi. Po srovnání dostupných grafů složek sil zdravého kloubu s výsledky animace je rozdíl zatížení je v rozmezí 36-245 % BW. Výsledky je třeba brát ale s rezervou. K poklesu zatížení dojde, ale je ovlivněno parametry prováděného pohybu ale také věkem a fyzické kondici respondentů. Norma ISO 7206-6 byla vybrána, neboť lépe charakterizuje zatěžované cykly aktivit než norma ISO 7206-4, která se používá k testu odolnosti hlavice a kopíruje cyklus výsledných sil u chůze. Pro lepší kvalitu by se měly získat data z větší skupiny mladších pacientů u nichž budou zatížení větší a výsledky budou mít lepší reprezentativní hodnotu. V dnešní době dochází častěji k operacím lidí středního věku, jenž si budou chtít udržet aktivní způsob života. To představuje rozšíření druhů pohybů zejména oblasti sportu, u nichž by se měly analyzovat zatížení na náhradu a určit za jakých podmínek jsou pro ni bezpečná.

## 7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo vytvořit animace každodenních pohybů a ilustrovat v nich zatížení náhrady kyčelního kloubu při různých zátěžných podmínkách během jejich provádění. Pomůžou tak snazšímu pochopení této problematiky, jenž je z obrázků těžko patrná.

V první části jsou teoretické popisy kyčelního kloubu a jeho biomechaniky, možnosti animace a modely jejich funkcí. Následuje druhá část, ve které je popis problému, důvody, proč byly animace vytvořeny a stanoveny jejich cíle. V třetí části je uveden postup a metody jakými bylo postupováno při vytváření prvků i animace samotné. Bylo ukázáno i prostředí programu. V další kapitole jsou zmíněny omezení animace a popisy jednotlivých pohybů s důležitými prvky zatížení během animace. V diskusi jsou shrnuty poznatky vyplývající z animací a možnosti dalších analýz.

Cíl práce nebyl splněn kvůli absenci animace chůze ze schodů. U zbývajících animací bylo úspěšně analyzováno zatížení při proměnlivých podmínkách. Ty mohou posloužit jako výukový materiál pro studenty nebo jako informativní materiál pacientům po operaci totální kyčelní náhrady.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [2] Arthrex: Hip. In: Arthrex [online]. [cit. 2024-05-14]. Dostupné z: <https://www.arthrex.com/hip>
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [4] KENHUB. Hip joint [online]. [cit. 2024-05-07]. Dostupné z: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/hip-joint>
- [5] MADETI, B. K., C. S. RAO a S. S. RAO, 2014. *Biomechanics of hip joint: a review*. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*. 15(4).
- [6] GRAPCAD. Prosthetic Hip Implant [online]. [cit. 2024-05-07]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library/prosthetic-hip-implant-1>
- [7] AGRAWAL, Alok C. a Amit BATRA. *Guidelines in Fracture Management*[online]. Thieme Publishing Group, 2016 [cit. 2024-05-07]. ISBN 9789385062223. Dostupné z: doi:10.1055/b000000741
- [8] VENDITTOLI, Pascal-André, RIVIÈRE, Charles, ed. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement* [online]. Springer Cham, 2020 [cit. 2024-05-07]. ISBN 978-3-030-24243-5. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/978-3-030-24243-5>
- [9] PÉREZ, M. A., ed. *Standardized Loads Acting in Hip Implants* [online]. [cit. 2024-05-08]. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0155612
- [10] ORTHOLOAD. *Standard Loads Hip Joint* [online]. [cit. 2024-05-08]. Dostupné z:<https://orthoload.com/test-loads/standardized-loads-acting-at-hip-implants/>
- [11] BERGMANN, G., DEURETZBACHER, M., HELLER, F., GRAICHEN, A., ROHLMANN, J., STRAUSS a G. N. DUDA, 2001. *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. *Journal of Biomechanics*. 34(7), 859-871.
- [12] ADOBE. *Mixamo* [online]. [cit. 2024-05-14]. Dostupné z: <https://www.mixamo.com/#/?page=1&type=Character>
- [13] Actorcore [online]. ©2024 [cit. 2024-05-14]. Dostupné z: <https://actorcore.reallusion.com/3d-motion/free>

- [14] *Léčebně-rehabilitační plán a postup po totální endoprotéze kyčelního kloubu*. Brno, 2007. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
- [15] *Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations*. *Materials [online]*. 2019, **2019**, 3-12 [cit. 2024-05-16]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.3390/ma12030495>
- [16] *A Clinically Relevant Review of Hip Biomechanics*. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery [online]*. 2010, **2010**(8), 1118-1121 [cit. 2024-05-17]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.01.027>
- [17] *Loading of Hip Measured by Hip Contact Forces at Different Speeds of Walking and Running*. *Journal of Bone and Mineral Research [online]*. 11-15 [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: doi:10.1002/jbmr.2483
- [18] *Hip Contact Forces in Asymptomatic Total Hip Replacement Patients Differ from Normal Healthy Individuals: Implications for Preclinical Testing*. Implications for preclinical testing. *Clinical Biomechanics [online]*. 6-7 [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016>
- [19] *Postoperative Changes in In Vivo Measured Friction in Total Hip Joint Prosthesis during Walking [online]*. 3-5 [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Postoperative-Changes-in-In-Vivo-Measured-Friction-Damm-Bender/26cced59c0b46ab2dba17fd8e93c1d406a2592ed>
- [20] *Hip contact forces and gait patterns from routine activities [online]*. [cit. 2024-05-18]. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00040-9)
- [21] *Actorstore [online]*. ©2024 [cit. 2024-05-19]. Dostupné z: <https://actorcore.reallusion.com/3d-motion/free>
- [22] DUMAS, R., E. NICOL a L. CHÈZE. *Influence of the 3D Inverse Dynamic Method on the Joint Forces and Moments During Gait*. *Journal of Biomechanical Engineering [online]*. 2007, 2007-10-01, **129**(5), 786-790 [cit. 2024-05-21]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.2768114
- [23] *Personalized Hip and Knee Joint Replacement [online]*. [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/978-3-030-24243-5>
- [24] *Use of Animation in Teaching Cell Biology [online]*. [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: doi:10.1187/cbe.03-10-0018

- [25] Biomedical Visualisation [online]. [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: [doi:10.1007/978-3-030-37639-0\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-030-37639-0_8)
- [26] Animation-supported consent for urgent angiography and angioplasty: a service improvement initiative [online]. [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1177/17511437211031841](https://doi.org/10.1177/17511437211031841)
- [27] WallaWallaStudio. WallaWallaStudio [online]. 2022 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: <https://wallawallastudio.com/article/rethinking-motion-capture/>
- [28] Autodesk Softimage 2013 [online]. 2013 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: [https://download.autodesk.com/global/docs/softimage2013/en\\_us/userguide/index.html?url=files/ik\\_AnimatingwithInverseKinematics.htm,topicNumber=d30e191647](https://download.autodesk.com/global/docs/softimage2013/en_us/userguide/index.html?url=files/ik_AnimatingwithInverseKinematics.htm,topicNumber=d30e191647)
- [29] EurekaAlert! Science News [online]. © 2024 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: <https://www.eurekaalert.org/news-releases/909270>
- [30] Procedural Animation of 3D Humanoid Characters Using Trigonometric Expressions [online]. 2 [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Procedural-Animation-of-3D-Humanoid-Characters-Bhatti-Ismaili/a00187c3333cfe73ab37b77f81724ae8a3dbe15c#paper-topics>
- [31] GRAICHEN, Friedmar, Rdiger ARNOLD, Antonius ROHLMANN a Georg BERGMANN. Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements With Orthopedic Implants. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 2007, **54**(2), 253-261 [cit. 2024-05-20]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: [doi:10.1109/TBME.2006.886857](https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886857)
- [32] BERGMANN, G., F. GRAICHEN, A. ROHLMANN, P. WESTERHOFF, B. HEINLEIN, A. BENDER a R. EHRIG. Design and Calibration of Load Sensing Orthopaedic Implants. Journal of Biomechanical Engineering [online]. 2008, 2008- 04-01, **130**(2) [cit. 2024-05-20]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: [doi:10.1115/1.2898831](https://doi.org/10.1115/1.2898831)
- [33] PALMOWSKI, Yannick, Srdan POPOVIC, Simone G. SCHUSTER, Sebastian HARDT a Philipp DAMM. In vivo analysis of hip joint loading on Nordic walking novices. Journal of Orthopaedic Surgery and Research [online]. 2021, **16**(1) [cit. 2024-05-20]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: [doi:10.1186/s13018-021-02741-7](https://doi.org/10.1186/s13018-021-02741-7)

- [34] DAMM, P., J. DYMKE, A. BENDER, G. DUDA a G. BERGMANN. *In vivo hip joint loads and pedal forces during ergometer cycling*. Journal of Biomechanics [online]. 2017, **60**, 197-202 [cit. 2024-05-20]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.047
- [35] DAMM, Philipp, Alwina BENDER, Georg DUDA, Georg BERGMANN a Jose Manuel GARCIA AZNAR. *In vivo measured joint friction in hip implants during walking after a short rest*. PLOS ONE [online]. 2017, 2017-3-28, **12**(3) [cit. 2024-05-20]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0174788
- [36] MATHAI, Basil a Sanjay GUPTA. *Numerical predictions of hip joint and muscle forces during daily activities: A comparison of musculoskeletal models*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine [online]. 2019, **233**(6), 636-647 [cit. 2024-05-20]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411919840524
- [37] DE GROOTE, F., G. PIPELEERS, I. JONKERS, B. DEMEULENAERE, C. PATTEN, J. SWEVERS a J. DE SCHUTTER. *A physiology based inverse dynamic analysis of human gait: potential and perspectives*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering [online]. 2009, **12**(5), 563-574 [cit. 2024-05-20]. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255840902788587
- [38] Contributions to the understanding of gait control [online]. [cit. 2024-05-20]. Dostupné z: [https://www.originalwisdom.com/wp-content/uploads/bsk-pdf-manager/2019/10/Simonsen\\_2013\\_Contributions-to-the-understanding-of-gait-control.pdf](https://www.originalwisdom.com/wp-content/uploads/bsk-pdf-manager/2019/10/Simonsen_2013_Contributions-to-the-understanding-of-gait-control.pdf)
- [39] PÀMIES-VILÀ, Rosa, Josep M. FONT-LLAGUNES, Javier CUADRADO a F. Javier ALONSO. *Analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait*. Mechanism and Machine Theory [online]. 2012, **58**, 153-164 [cit.2024-05-20].ISSN0094114X.Dostupné z: doi:10.1016/j.mechmachtheory.2012.07.010
- [40] WEINHANDL, Joshua T. a Hunter J. BENNETT. *Musculoskeletal model choice influences hip joint load estimations during gait*. Journal of Biomechanics [online]. 2019, **91**, 124-132 [cit. 2024-05-21]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2019.05.015

- [41] AMIRI, Pouya a Anthony M. J. BULL. Prediction of in vivo hip contact forces during common activities of daily living using a segment-based musculoskeletal model. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology [online]*. 2022, 2022-12-15, **10** [cit. 2024-05-21]. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2022.995279
- [42] SAVIN, Liliana, Tudor PINTEALA, Dana Nicoleta MIHAI, et al. Updates on Biomaterials Used in Total Hip Arthroplasty (THA). *Polymers [online]*. 2023, **15**(15) [cit. 2024-05-21]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym15153278
- [43] LAYTON, Robin, Neil MESSENGER a Todd STEWART. Characteristics of hip joint reaction forces during a range of activities [online]. 2022, **108** [cit. 2024-05-21]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2022.103894
- [44] STANSFIELD, B.W a A.C NICOL. Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. *Clinical Biomechanics [online]*. 2002, **17**(2), 130-139 [cit. 2024-05-21]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(01)00119-X
- [45] JANSSEN, Fanny, Anastasios BARDOUTSOS a Nikoletta VIDRA. Obesity Prevalence in the Long-Term Future in 18 European Countries and in the USA. *Obesity Facts [online]*. 2020, 2020-10-31, 13(5), 514-527 [cit. 2024-05-23]. ISSN 1662-4025. Dostupné z: doi:10.1159/000511023
- [46] FOUILLERON, Nicolas, Guillaume WAVREILLE, Nima ENDJAH a Julien GIRARD. Running Activity After Hip Resurfacing Arthroplasty. *The American Journal of Sports Medicine [online]*. 2012, 40(4), 889-894 [cit. 2024-05-23]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546511434564
- [47] ABUJABER, Sumayeh B., Adam R. MARMON, Federico POZZI, James J. RUBANO a Joseph A. ZENI. Sit-To-Stand Biomechanics Before and After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty [online]*. 2015, 30(11), 2027-2033 [cit. 2024-05-23]. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2015.05.024

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

<i>TEP</i>	totální endoprotéza
PTFE	polytetrafluoretylen
PEEK	polyetereterketon
HXLPE	zesítný polyethylen
UHMWPE	ultra vysokomolekulární polyethylen
ZTA	oxid hlinitý tvrzen zirkonem
VR	virtuální realita
AR	rozšířená realita
CT	výpočetní tomografie
<i>L</i>	vektor zátěže
<i>S</i>	vektor signálu
<i>M</i>	měřicí matice
<i>L<sub>ik</sub></i>	zatěžovací komponenta
<i>M<sub>i</sub></i>	měřicí matice
<i>C</i>	kalibrační matice
<i>P</i>	počtech kalibračních bodů
<i>F<sub>i</sub></i>	vektor síly
<i>M<sub>i</sub></i>	vektor momentu
<i>T</i>	transformační matice
$\alpha_x; \alpha_y; \alpha_z$	úhly natočení implantátu vůči osám femuru
EMG	elektromyografie
ICS	inerciální souřadný systém
<i>p</i>	vektor pro proximální koncový bod
<i>d</i>	vektor pro distální koncový bod
<i>u</i>	vektor normály k frontální rovině
SCS	souřadný systém segmentu
<i>m</i>	hmotnost
<i>c<sup>S</sup></i>	střed hmotnosti v SCS
<i>I<sup>S</sup></i>	tenzor setrvačnosti v SCS
<b><i>T</i></b>	homogenní matice
<b><i>R</i></b>	matice rotace
$\varphi, \theta, \psi$	Eulerovy úhly
ZYX	posloupnost tělesa
<i>F<sub>PROXIMAL</sub></i>	proximální kloubní síla
<i>M<sub>PROXIMAL</sub></i>	proximální kloubní moment
<i>F<sub>DISTAL</sub></i>	distální kloubní síla

$M_{DISTAL}$	distální kloubní moment
$a$	zrychlení
$\omega^S$	úhlová rychlost v SCS
$\alpha^S$	úhlové zrychlení v SCS
$\otimes$	kvaternionový součin
$q$	kvaternionový konjugát
$H$	matice zrychlení
$\Phi_{PROXIMAL}$	homogenní matice
$J$	pseudoinerciální matice
$W$	matice rychlosti
$N^P$	interpolační matice pro síly v koncovém bodě
$N^*$	pseudointerpolační matice pro momenty
$N^D$	interpolační matice pro síly v distálním koncovém bodě
$N^C$	interpolační matice pro síly v těžišti
$G$	matice hmotnosti
$K$	Jakobiánská matice
$\lambda$	Lagrangeův multiplikátor
$F_x$	složka síly v laterální rovině
$F_y$	složka síly v přední rovině
$F_z$	složka síly v kraniální rovině
$F_{res}$	výsledná síla

## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 Složení kyčelního kloubu, upraveno [2].....	15
Obr. 2 Pohyby kloubu: zleva extenze, flexe, zevní rotace, vnitřní rotace, addukce, abdukce [4] .....	16
Obr. 3 Průběhy sil během chůze, upraveno [43].....	18
Obr. 4 Průběhy sil během stoupnutí, upraveno [43] .....	19
Obr. 5 Průběhy sil během sednutí, upraveno [43].....	19
Obr. 6 Složení kyčelního kloubu, upraveno [6].....	22
Obr. 7 Vizualizace s anotacemi v programu Med3D [25] .....	24
Obr. 8 Princip keyframing [27].....	25
Obr. 9 Princip inverzní kinematiky [28] .....	26
Obr. 10 Ukázka zachycení pohybu [29] .....	26
Obr. 11 Ukázka zachycení pohybu [30] .....	27
Obr. 12 Orientace souřadného systému v přístroji, upraveno [32] .....	28
Obr. 13 Matice vektoru zátěže L [32].....	29
Obr. 14 Pozměněný zápis vektoru zátěže L [32] .....	29
Obr. 15 Transformační matice T [32].....	30
Obr. 16 Postup při analytické řešení [36].....	30
Obr. 17 Metoda založená na vektorech a Eulerových úhlech [22] .....	32
Obr. 18 Metoda kvaternionů a klíčů [22].....	33
Obr. 19 Metoda homogenních matic [22] .....	33
Obr. 20 Metoda zobecněných souřadnic a sil [22].....	34
Obr. 21 Graf závislosti kontaktní síly na rychlosti během cyklu chůze [17].....	34
Obr. 22 Graf kontaktní síly během cyklu chůze pro zdravý kloub, implantátu a síly ISO [18] .....	35
Obr. 23 Graf kontaktní síly v závislosti na době od operace při cyklu chůze [19].....	35
Obr. 24 Graf kontaktní síly během cyklu chůze pro různé pacienty [20].....	36
Obr. 25 Graf kontaktní síly pro cyklus chůze při srovnání metod 3D inverzní dynamiky a telemetrického implantátu [18] .....	37
Obr. 26 Srovnání modelů a jejich metod v rámci studií [18] .....	37

Obr. 27 Postup .....	39
Obr. 28 Souřadný systém pravého femuru [8] .....	40
Obr. 29 Prostředí programu Cinema 4D .....	41
Obr. 30 Časoběr chůze .....	43
Obr. 31 Časoběr stoupnutí .....	44
Obr. 32 Časoběr sedání .....	45
Obr. 33 Časoběr chůze do schodů .....	46
Obr. 34 Časoběr běhu.....	47

## 11 SEZNAM TABULEK

Tab. 2 Údaje o pokusných subjektech [8] .....	39
Tab. 3 Aktivity a jejich parametry provádění [8].....	40
Tab. 4 Hodnoty $f_1$ a $f_{AH}$ u činností .....	41

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Animace chůze
Příloha 2	Animace stoupnutí
Příloha 3	Animace sednutí
Příloha 4	Animace chůze do schodů
Příloha 6	Animace běhu