



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

**ROZBOR KINEMATIKY A DYNAMIKY KOLENNÍHO
KLOUBU**

ANALYSIS OF KINEMATICS AND DYNAMICS OF KNEE JOINT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jakub Halama

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Filip Urban

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Jakub Halama**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Filip Urban**
Akademický rok: 2015/16

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:

Rozbor kinematiky a dynamiky kolenního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je zpracování přehledu současného stavu poznání v oblasti kinematiky a dynamiky kolenního kloubu při různých režimech zatěžování: běh, chůze, chůze do schodů a podobně. V úvahu bude brán případ zdravého kloubu a kolenní endoprotézy.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Analýza problému a cíl práce
3. Přehled současného stavu poznání
4. Diskuze
5. Závěr
6. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva

Typ práce: rešeršní

Účel práce: výzkum a vývoj

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

Zásady pro vypracování práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2016.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam literatury:

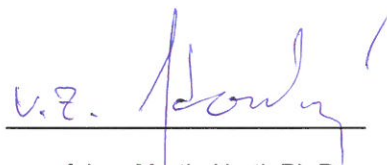
Koyama, Y., Tateuchi, H., Nishimura, R. (2015): Relationships between performance and kinematic/kinetic variables of stair descent in patients with medial knee osteoarthritis: An evaluation of dynamic stability using an extrapolated center of mass. Clinical Biomechanics, vol. 30, no. 10, pp. 1066-1070, DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.09.005.

Worsley, P., Stokes, M., Barrett, D. and Taylor, M. (2013): Joint loading asymmetries in knee replacement patients observed both pre- and six months post-operation. Clinical Biomechanics, vol. 28, no. 8, pp. 892-897, DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.014.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16.

V Brně, dne 3. 12. 2015

L. S.



prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce shrnuje dosavadní poznání kolenního kloubu z hlediska jeho mechaniky, srovnává kinematiku a dynamiku kloubu při různých pohybových aktivitách běžného života jako: chůze, vstávání ze židle, výstup a sestup schodiště, běh. Součástí práce jsou změny pohybu a zatížení kloubu v případech osteoartrózy a kolenní endoprotézy ve srovnání se zdravými jedinci. Dále je zde popsána asymetrie zatížení mezi zdravým a nemocným kloubem.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kolenní kloub, kinematika, dynamika, osteoartróza, kolenní endoprotéza, asymetrie zatížení

ABSTRACT

The bachelor thesis summarizes present knowledge of the knee joint in terms of its mechanics, it compares joint kinematics and dynamics during various locomotor activities of daily living such as: gait, standing up from the chair, ascending and descending stairs, running. Furthermore, the thesis focuses on the changes in the motion and loading of the joint in the cases of osteoarthritis and knee replacement in comparison with healthy individuals. Lastly, it also describes the loading asymmetries between healthy and affected knee.

KEY WORDS

Knee joint, kinematics, dynamics, osteoarthritis, knee replacement, loading asymmetries

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HALAMA, J. *Rozbor kinematiky a dynamiky kolenního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Filip Urban.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci Rozbor kinematiky a dynamiky kolenního kloubu vypracoval samostatně, pod vedením Ing. Filipa Urbana a uvedl v seznamu všechny použité zdroje.

V Brně dne 23. května 2016

Jakub Halama

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu Ing. Filipu Urbanovi za ochotu a vstřícnost při konzultacích a také všem svým blízkým za trpělivost během celého dosavadního studia.

OBSAH

Úvod	12
1. Analýza problému a cíle práce	13
1.1 Analýza a komplikovanost problému	13
1.2 Cíle práce	13
2. Přehled současného stavu poznání	14
2.1 Kinematika kolenního kloubu	16
2.1.1 Chůze	16
2.1.2 Vstávání ze sedu, posazení	18
2.1.3 Krok ze schodu dolů	18
2.1.4 Sestup a výstup schodiště	19
2.1.5 Běh	21
2.2 Dynamika kolenního kloubu	23
2.2.1 Chůze	23
2.2.2 Vstávání ze sedu	25
2.2.3 Krok ze schodu dolů	25
2.2.4 Sestup a výstup schodiště	26
2.2.5 Běh	30
2.3 Kinematika endoprotézy kolenního kloubu	32
2.3.1 Rozsah pohybu TEKK v sagitální rovině	33
2.3.2 Úhlové rychlosti TEKK	35
2.4 Dynamika endoprotézy kolenního kloubu	37
2.4.1 Momenty TEKK	37
2.5 Změny při osteoartróze kolenního kloubu	39
2.5.1 Rozsahy pohybu kolenního kloubu s osteoartrózou	39
2.5.2 Momenty působící v kolenním kloubu s osteoartrózou	41
2.5.3 Změny v raném a pokročilém stádiu (stupni) osteoartrózy	43
2.6 Asymetrie zatížení končetin	44
3. Diskuze	47
4. Závěr	49
5. Seznam použitých zdrojů	50
6. Seznam použitých zkratk, symbolů a veličin	53
7. Seznam obrázků a grafů	54
8. Seznam tabulek	57

ÚVOD

Kloub obecně je pohyblivé spojení dvou či více kostí. Koleno je jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle, jelikož spojuje tři kosti: stehenní kost, holenní kost a česku. Umožňuje pohyb dolní končetiny. Jeho aktivita je nedílnou součástí při každodenních pohybových činnostech všech jedinců [7].

Pro rozšíření znalostí o zatížení kloubu je klíčové analyzovat lidský pohyb. Díky znalosti sil a momentů působících v kolenním kloubu lze odlišit zdravé jedince od těch s patologií. Tyto změny pak dávají důvod pro konkrétní chirurgický zásah. Lékaři a terapeuti mohou využít těchto vědeckých poznatků při vyšetřování a léčbě pacientů s dysfunkcí dolní končetiny. Konstrukteři mohou lépe navrhnout kloubní protézu. Získaná data také slouží ke zlepšení výsledků rehabilitace, současné cvičební režimy mohou být přizpůsobeny ideálním rychlostem a krouticím momentům v kloubu [3, 4, 5, 8, 13, 14, 15].

Pokračování ve studiu kolenního kloubu přispívá k validaci prediktivního modelování lidského těla, které je pak dále klinicky využíváno, a pro konstrukci mechanických simulátorů kloubů. Specializované laboratoře mohou detekovat funkční změny kloubu, které nejsou zjistitelné klinickým vyšetřením [3, 5, 6].

Výzkum v oblasti kinematiky a zatížení kolenního kloubu by mohl zlepšit naše porozumění mechanismů progresu osteoartrózy nebo selhání protézy. Se znalostí zatížení v kloubu můžeme předcházet různým druhům opotřebení kontaktních ploch kloubní náhrady, a to vhodně zvoleným designem a materiálem protézy [1, 5, 6, 14].

1. ANALÝZA PROBLÉMU A CÍLE PRÁCE

1

1.1 Analýza a komplikovanost problému

1.1

Přesně popsat pohyb a zatížení kolenního kloubu je komplikované. Sledované veličiny v kolenním kloubu mají značnou variabilitu hodnot napříč populací. Velké odchylky jsou pozorovány ve všech aktivitách. Dále tyto veličiny podléhají různým vnějším faktorům a charakteristickým pohybovým návykům mezi jedinci. Při samotném zjišťování veličin dochází k rozdílným výsledkům při různých způsobech zpracování dat [1, 3, 4].

Avšak existuje velké množství studií zabývajících se rozsahem pohybu kloubu a působícím zatížením v kloubu. Je tedy možno vytvořit ucelený přehled všech dosavadních zjištění.

1.2 Cíle práce

1.2

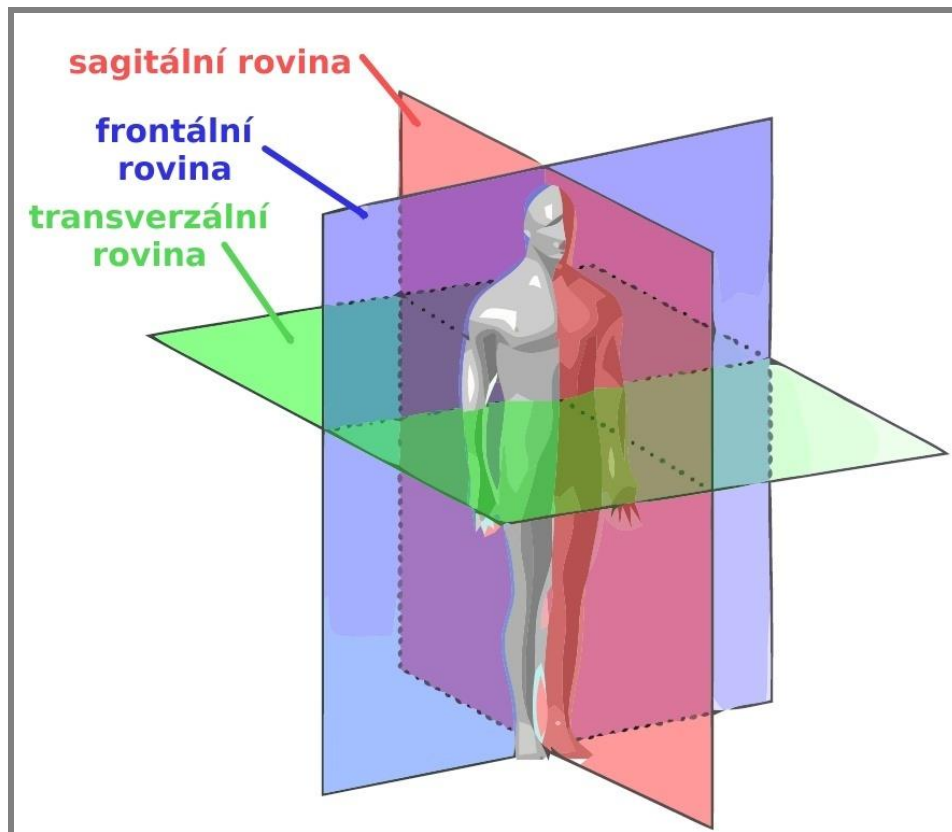
Tato bakalářská práce má za cíl zpracovat přehled současného poznání kinematiky¹ a dynamiky² kolenního kloubu. V úvahu budou brány aktivity denního života jako chůze, vstávání ze židle nebo zdolávání schodiště. Práce také uvádí rozdíly mezi zdravým kloubem a kloubní endoprotézou, případně změny při osteoartróze kolene.

¹ Úhly a rychlosti kolenního kloubu [1].

² Výsledné kloubní momenty a síly v kolenním kloubu [1].

2. PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

Pro orientaci a popisování lidského těla se zavádí základní roviny. Průběh rovin těla je patrný z obr. 1. Sagitální rovina prochází středem těla a rozděluje jej na levou a pravou polovinu [7].



Obr. 1 Roviny lidského těla [18].

Na obr. 2 je zobrazena dolní končetina a základní směry lidského těla vzhledem ke kolennímu kloubu. Distální-proximální¹ osa (DP osa) směřuje holenní a stehenní kostí a je svislá. Posterioerní-anteriorní² osa (PA osa) prochází kloubem v sagitální rovině a je vodorovná. Mediální-laterální³ osa (ML osa) je kolmá na sagitální rovinu, tedy kolmá na obě předcházející osy [7, 15].

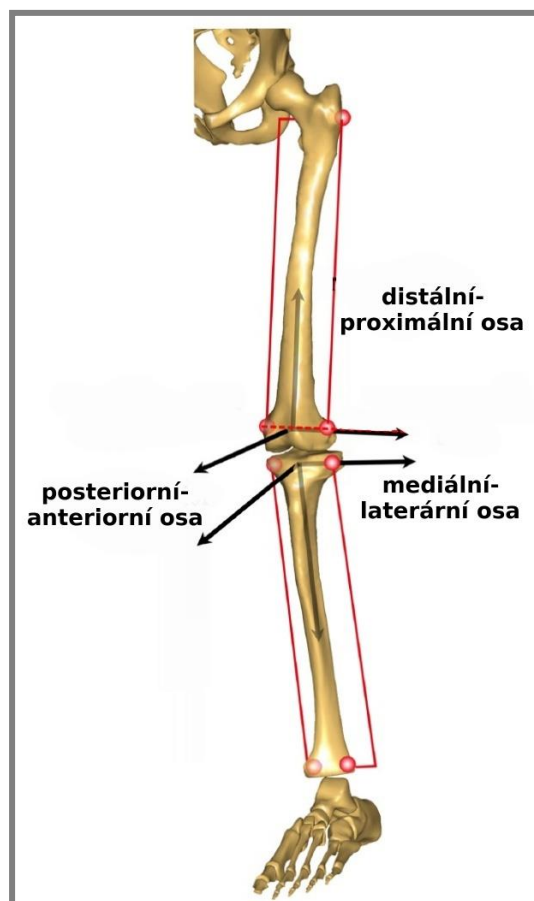
Cyklus kroku je znázorněn na obr. 3. Začíná dotechem paty dané končetiny, což představuje 0 % cyklu. Následuje stojná fáze trvající přibližně do 60 % cyklu, zakončená tzv. toe-off⁴ okamžikem. Až do konce aktivity do opětovného dotyku paty (100 % cyklu) se pak končetina nachází ve švihové fázi [19].

¹ Směr od trupu a k trupu [7].

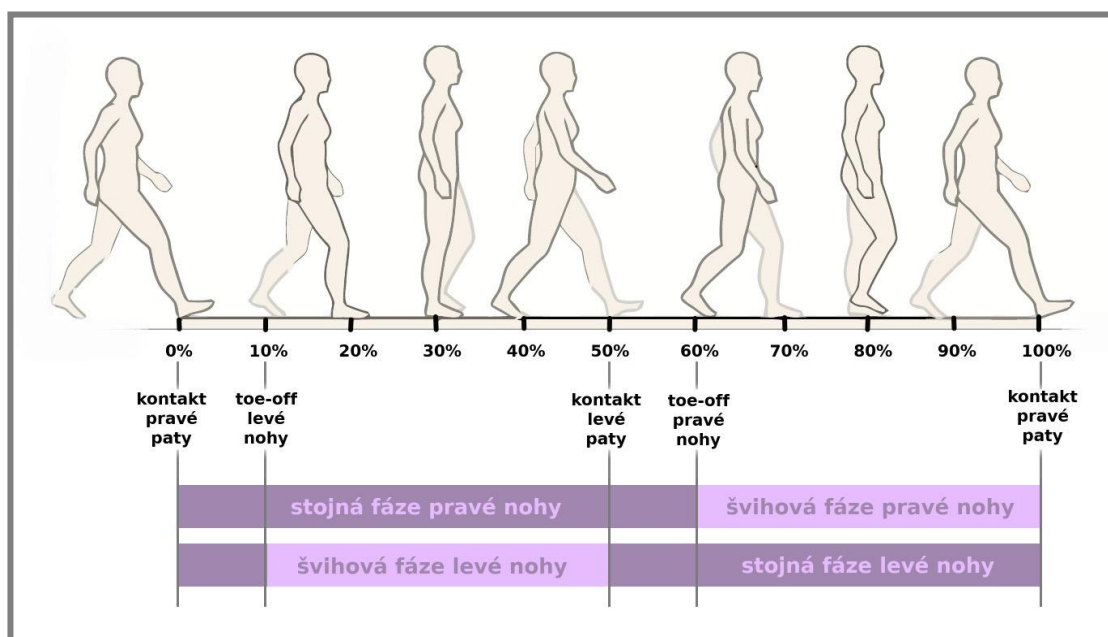
² Směr zadní a přední [7].

³ Směr ke středu a ke straně [7].

⁴ Okamžik, kdy se při cyklu kroku odlepí palec od země [4].



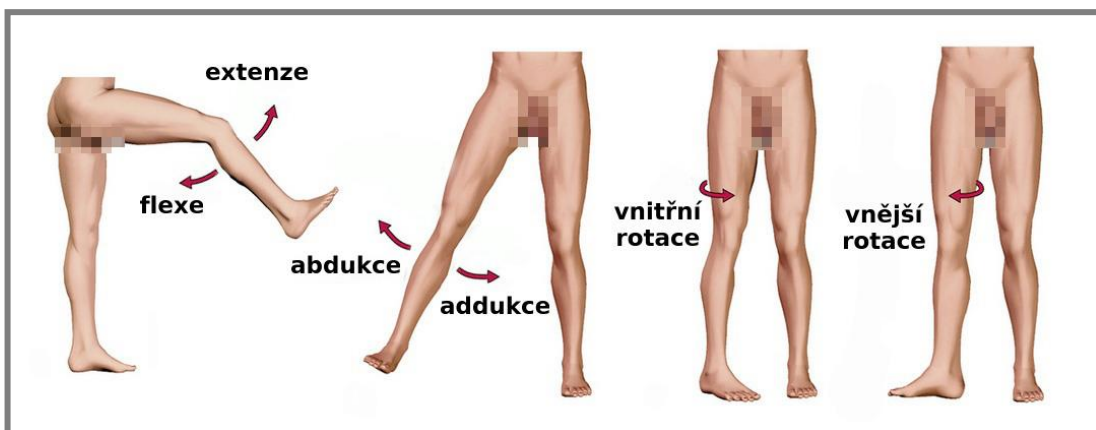
Obr. 2 Základní směry vzhledem ke kolennímu kloubu [15].



Obr. 3 Cyklus kroku neboli dvojkrok se skládá ze dvou základních fází, stojné a švihové fáze [19].

2.1 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub se může do značné míry pohybovat všemi směry tak, jak je zobrazeno na obr. 4. V sagitální rovině může kloub provádět flexi¹ nebo extenzi². Úhel ohybu kloubu je přibližně nulový při propnutí dolní končetiny. Abdukce a addukce je pohyb odtažení, resp. přitažení kloubu vzhledem k sagitální rovině těla. Vnitřní nebo vnější rotace představuje otočení kolenního kloubu směrem k nebo od sagitální roviny, čili jedná se o rotaci vzhledem k DP ose. [7].



Obr. 4 Pohyby kolenního kloubu. [20].

2.1.1 Chůze

Ve studii od P. Worsley et al. byly zjištěny kinematické parametry pohybu kolenního kloubu pomocí metody motion capture³. Šesti kamerami byly snímány značky připevněné na kůži účastníků na předem určené anatomické body. Dané aktivity účastníků byly provedeny jejich vlastní zvolenou rychlostí [3].

Při přímé chůzi byla pozorována pouze malá odchylka v kinematice kolenního kloubu napříč jedinci. Nebyla zjištěna žádná korelace mezi velikostí působících sil a momentů v kolenu s kinematickými veličinami [3].

V celém cyklu kroku byla pozorována značná variabilita flexe kolenního kloubu. Největší úhel ohybu kloubu nastal při švihové fázi, jeho velikost dosáhla přibližně 60°. Tzv. toe-off nastal v 63 % cyklu kroku [3].

Y. Zhang et al. ve své studii zkoumali zdravé jedince při chůzi na běžeckém pásu. Každému účastníkovi byly na stehno a hleň připevněny optické značky (obr. 5), z jejichž pohybu byla získána kinematika kolenního kloubu. Rotace představuje natočení os holenní a stehenní kosti vůči sobě. Stejně tak translace je vzájemný posun těchto os. Cyklus kroku byl měřen od a do úderu paty té samé končetiny [15].

Nebyl pozorován rozdíl mezi pravou a levou končetinou. Odlišný byl pouze rozsah pohybů v ML ose, a to mezi mužskou a ženskou skupinou. Navíc během stojné fáze měla holenní kost u žen větší vnitřní rotaci než u skupiny mužů [15].

Průběhy rotací a translací kolenního kloubu jsou znázorněny na obr. 6 [15].

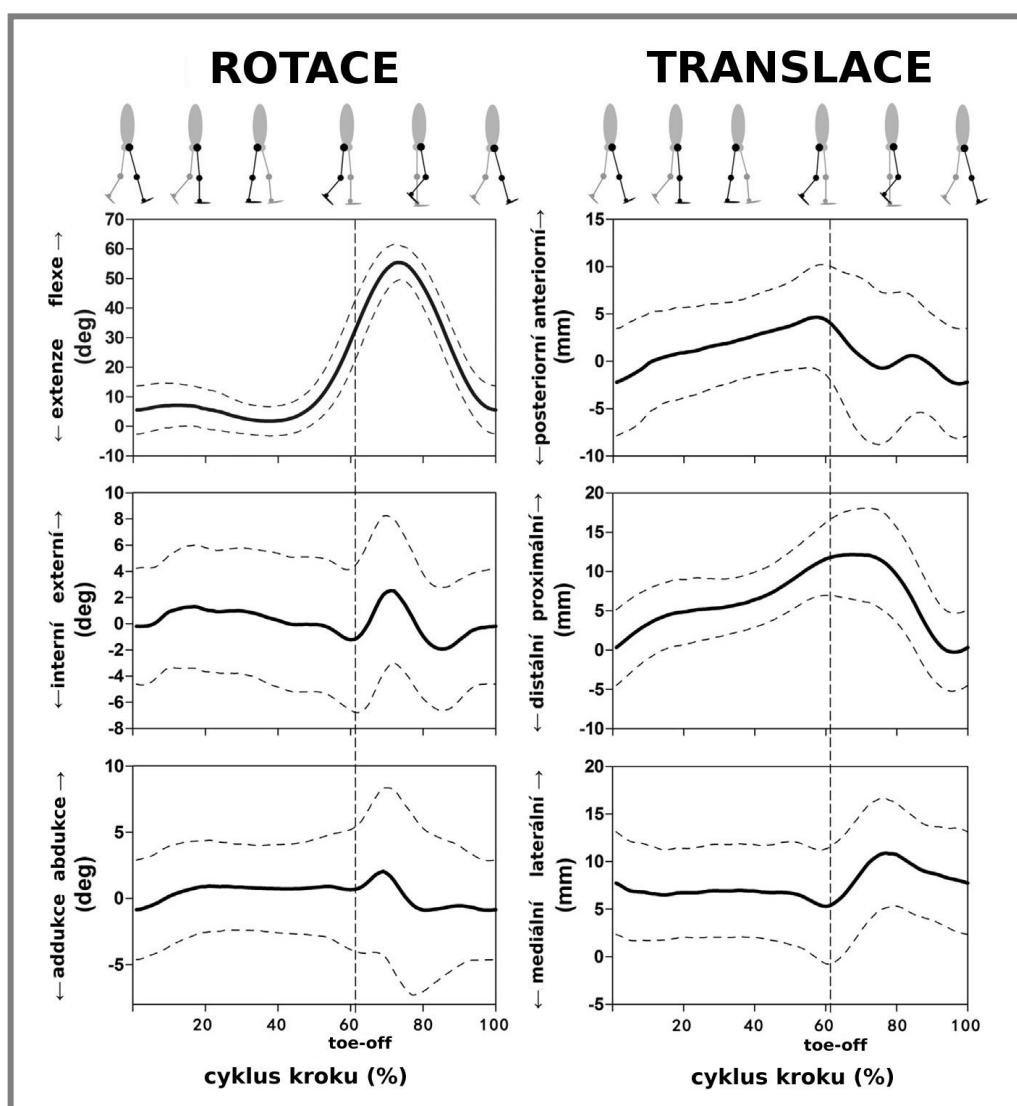
¹ Ohýbání, ohnutí ve smyslu zkracování části těla [7].

² Natahování, opačný pohyb k flexi [7].

³ Metoda snímání pohybu skutečného objektu [3].



Obr. 5 Průběh měření kinematiky kolenního kloubu při chůzi na běžeckém pásu. A) laboratoř s kamerami a pásem, b) optické značky umístěné na anatomických orientačních bodech dolní končetiny [15].



Obr. 6 Velikosti rotací a translací ve třech základních směrech kolenního kloubu. Osa x představuje procentuální průběh cyklu kroku přímé chůze. Plnou čarou jsou znázorněny střední hodnoty, směrodatná odchylka je čárkovaně [15].

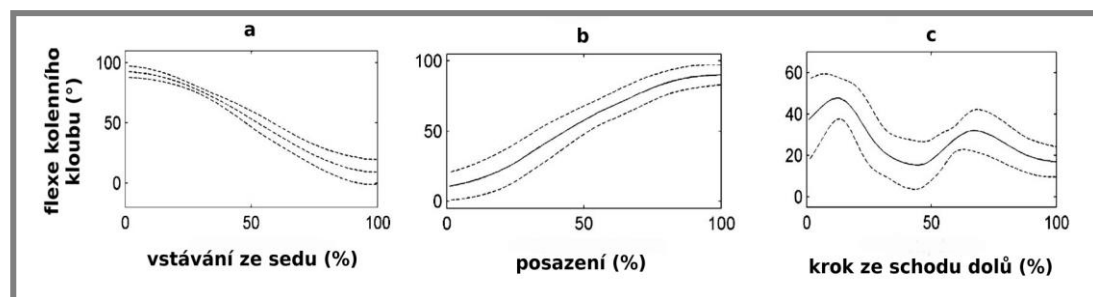
Průběh flexe kolenního kloubu vykázal dva vrcholy. První nastal při 17 % cyklu kroku, tedy počátku stojné fáze, a dosáhl velikosti téměř 9° . Do 40 % cyklu se koleno nacházelo téměř v úplné extenzi. Druhý vrchol křivky s hodnotou $57,18^\circ$ nastal již během švihové fáze kroku, a to při 73 % cyklu. Hned po úderu paty vykazoval kloub vnější rotaci, při stojné fázi dosáhlo maximum rotace hodnoty $3,18^\circ$. Maximum vnější rotace při švihové fázi dosáhlo hodnoty $4,78^\circ$ a nastalo ve stejný okamžik jako maximum flexe kolenního kloubu. Po většinu stojné fáze měl kloub abdukci. Vrchol abdukce s velikostí $4,28^\circ$ nastal během švihové fáze kroku [15].

Největší hodnota posunu kolenního kloubu v PA ose nastala těsně po toe-off okamžiku. Stehenní kost byla vůči holenní posunuta o 6,5 mm anteriorně. Druhý menší vrchol nastal při 86 % cyklu kroku a kosti byly vůči sobě posunuty o 0,6 mm. Od začátku cyklu kroku se osy kostí od sebe vzdalovaly proximálně, až bylo dosaženo maximum o velikosti 13,7 mm ve stejný okamžik jako maximum flexe kloubu. Při translaci ve směru ML osy se stehenní kost posunovala vůči holenní mediálně. Po toe-off okamžiku se stehenní kost začala posunovat laterálně až do maxima 12,4 mm nastávajícím při 75 % cyklu kroku [15].

2.1.2 Vstávání ze sedu, posazení

Židle zvolená pro tuto aktivitu měla standardní výšku 45 cm. Bylo odstraněno opěradlo, aby byla zajištěna viditelnost všech značek pro kamery motion capture [3].

Při této aktivitě se kolenní flexe a extenze pohybovaly od $101,9^\circ$ do $4,7^\circ$. Z průběhu křivek obr. 7a a obr. 7b je zřejmé, že kolenní kloub při aktivitě vstávání ze sedu konal postupnou extenzi, zakončenou propnutím končetiny, čemuž odpovídá úhel blízký nule. Při činnosti posazení má křivka opačný charakter, byla pozorována zvětšující se flexe kloubu, kdy se hodnota úhlu zvyšovala až přibližně do 90° . Mezi levou a pravou nohou byly pozorovány podobné výsledky. Na začátku a konci činnosti měla flexe kolene výraznou standardní odchylku mezi jednotlivci [3].



Obr. 7 Kinematika a) vstávání ze sedu, b) posazení a c) kroku ze schodu dolů. Osa x představuje procentuální průběh dané činnosti, osa y pak úhel flexe ve stupních. Plná čára značí průměrné hodnoty, čárkovaná jejich rozptyl napříč jedinci [3].

2.1.3 Krok ze schodu dolů

Schod měl standardní výšku 18 cm, účastníci si mohli vybrat, jakou nohou započnou sestup. Tato aktivita započala, když stály obě chodidla na schodu, a skončila opět při sestupu schodu, až byly obě chodidla při sobě [3].

Při pohledu na obr. 7c je vidět zřetelný rozptyl v kinematice mezi jedinci, a to díky jejich rozdílné výšce, délce nohy a způsobu sestupování [3].

Kolenní kloub stojné končetiny nejprve konal flexi, následovala extenze z důvodu dosednutí druhé končetiny na nižší schod. Další flexe a extenze pozorované končetiny nastaly kvůli překonávání hrany schodu. Flexe kolenního kloubu se pohybovala od $91,1^\circ$ do 15° s větším rozsahem úhlu ve stojné končetině [3].

2.1.4 Sestup a výstup schodiště

2.1.4

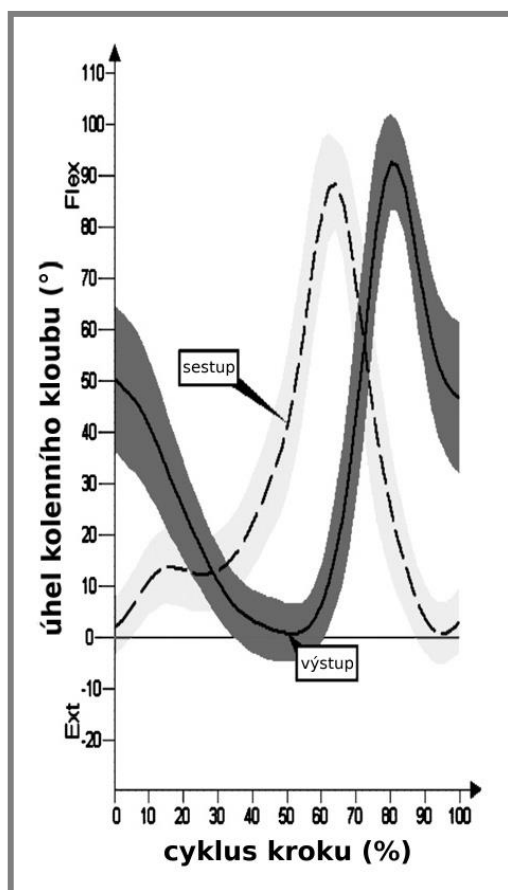
A. Protopapadaki et al. použili pro svou studii schodiště o výšce schodu 18 cm, šířka schodu byla 28,5 cm. Osm kamer snímalo reflexní značky připevněné na anatomických bodech dolní končetiny a tím byla získána motion capture data pohybu kolenního kloubu. Průběh měření ilustruje obr. 8. Bylo zkoumáno 33 zdravých jedinců [4].

Na rozdíl od aktivity kroku ze schodu dolů je sestup a výstup schodiště spojitou aktivitou, kdy na sebe jednotlivé cykly kroku navazují. Jedná se o běžnou každodenní aktivitu, která však ve srovnání s přímou chůzí vyžaduje mnohem větší úhly ohybu kolenního kloubu¹. Jedinci s menší výškou používají větší úhly než ti vyšší. Rozsah úhlů a maximální kolenní flexe roste s rostoucím sklonem schodiště. Vycházení schodů, jakožto náročnější aktivita, probíhá v nižších rychlostech a cyklus kroku trvá déle [3, 4].



Obr. 8 Ukázka průběhu měření kinematických veličin kolenního kloubu při pohybu po schodišti. Na fotografii jsou patrné jednak značky připevněné na anatomických bodech účastníka a také kamery snímající pohybovou aktivitu [13].

¹ Při sestupování schodů je to průměrně $98,6^\circ$, při jejich výstupu průměrně $90,3^\circ$, zatímco při přímé chůzi pouze $64,6^\circ$ [4].



Obr. 9 Průběh flexe a extenze v sagitální rovině těla při výstupu a sestupu schodiště. Procentuální dobu cyklu kroku znázorňuje osa x, úhel kolene lze odečíst z osy y. Šedé oblasti v okolí křivek znázorňují rozptyly v datech mezi jedinci [4].

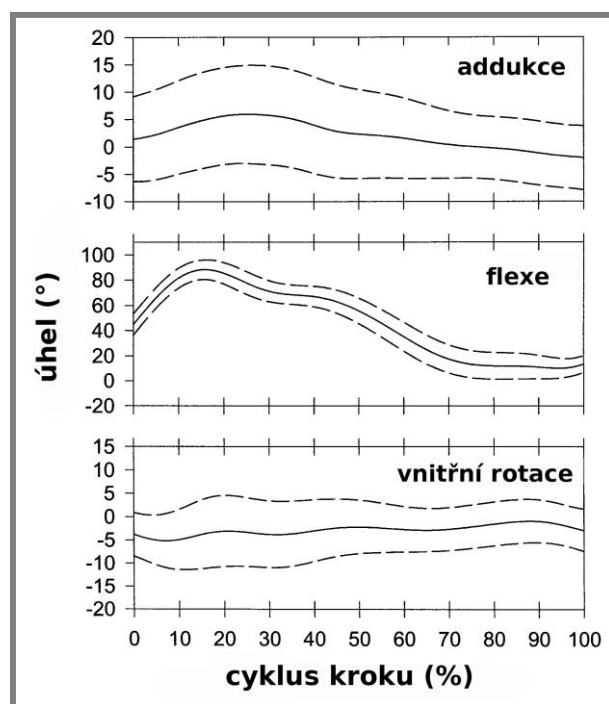
Úhly kolene byly zaznamenány vyšší při vycházení schodů (maximum 93,92°) než při scházení (maximum 90,52°). Při výstupu schodiště ve stejné fázi¹ se kolenní kloub narovnával a pohyboval vpřed, při sestupu se ve stejné fázi² ohýbal. Maximální úhly kolenní flexe nastaly během švihové fáze kroku³ v případě obou druhů aktivit (obr. 9) [4].

Na obr. 10 je znázorněna velikost addukce, vnitřní rotace a flexe kolenního kloubu při průběhu výstupu schodiště. Z průběhu křivek vyplývá, že se koleno při této aktivitě pohybuje mediálně, zatímco jeho rotace směřuje spíše laterálně [6].

¹ Fáze trvala od 0 % do 60,74 % z cyklu kroku [4].

² Fáze trvala od 0 % do 60,45 % z cyklu kroku [4].

³ Švihová fáze trvala od 60,74 % do 100 % z cyklu kroku v případě výstupu a od 60,45 % do 100 % z cyklu kroku v případě sestupu schodiště [4].



Obr. 10 Kolenní úhly při výstupu schodiště v průběhu cyklu kroku v procentech. Kladné úhly mají směr podle popisu grafu. Plná čára znázorňuje střední hodnotu a přerušovaná čára rozptýl dat mezi jednotlivci [6].

2.1.5 Běh

L. Hutchison et al. pro svou studii využili 14 mladých zdravých jedinců. Data byla pořízena pomocí 12 kamer a silové platformy vestavěné do běžecké dráhy. Během měření měl každý účastník uběhnout 20 m [9].

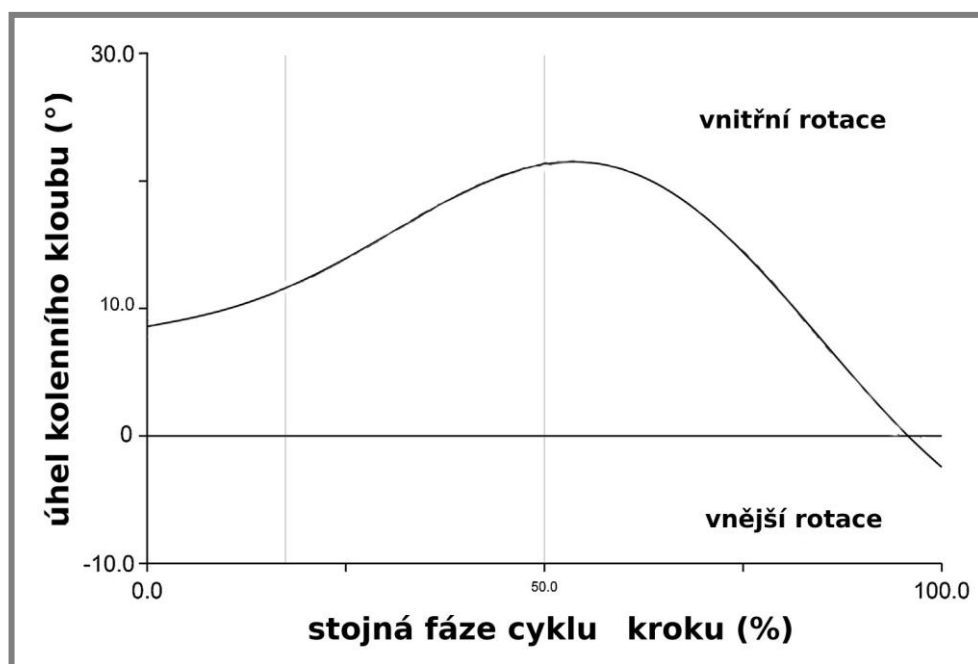
Rozsahy pohybů, vypsáné v tab. 1, platí pro stojnou fázi kroku běhu. Celková rotace kolenního kloubu měla velikost $24,5^\circ$, její průběh je zobrazen na obr. 11. Flexe kloubu byla přibližně o polovinu menší než při chůzi [9].

2.1.5

Tab. 1 Úhly kolenního kloubu při běhu během stojné fáze končetiny [9].

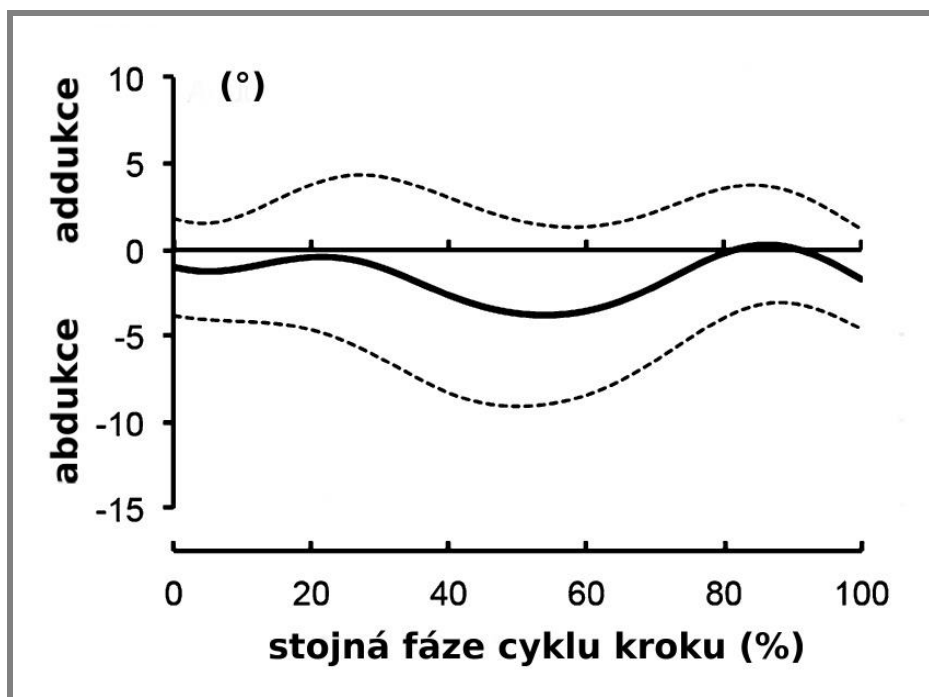
Zkoumaná veličina	Průměrná hodnota
Maximum flexe kloubu	$34,2^\circ$
Maximum vnitřní rotace kloubu	$21,9^\circ$
Maximum vnější rotace kloubu	$2,1^\circ$
Maximum celkové rotace kloubu	$24,5^\circ$

Studie od M. Sakaguchi et al. postupovala stejně jako studie výše. Sledovaný vzorek byl ale větší, a to 70 jedinců. Účastníci běželi jednotnou rychlostí 4 m/s a měli stejný model obuvi. Údaje byly opět zaznamenány během stojné fáze končetiny [10].



Obr. 11 Velikost rotace kolenního kloubu. Osa x představuje procentuální průběh stojné fáze končetiny. Kladné hodnoty značí vnitřní rotaci, záporné pak externí rotaci kloubu [9].

Průběh abdukce a addukce kolenního kloubu je znázorněn na obr. 12. Z křivky je patrné, že koleno bylo po většinu stojné fáze v abdukci. Studie zjistila, že větší úhly vnější rotace kyčelního kloubu korelují s většími úhly abdukce kolene [10].



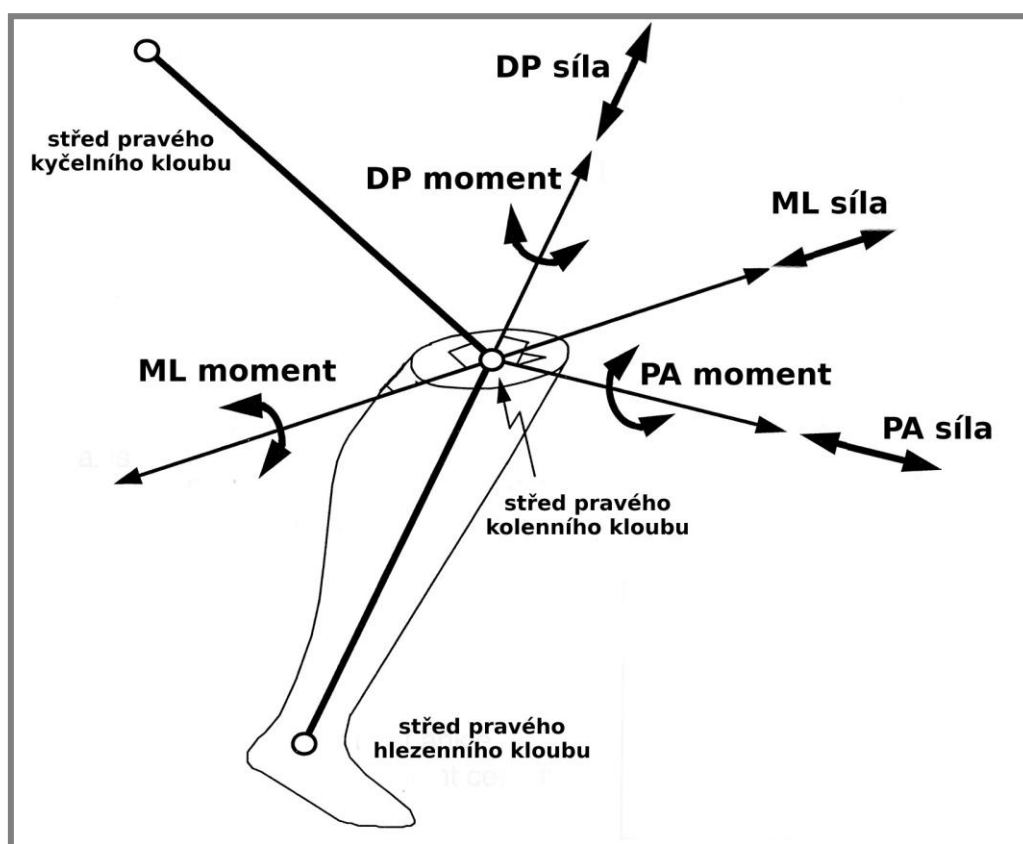
Obr. 12 Průběh kolenní addukce (kladné hodnoty) a abdukce (záporné hodnoty) kolenního kloubu během stojné fáze běhu. Plnou čarou je znázorněna střední velikost úhlu, čárkovaná čára představuje směrodatnou odchylku [10].

2.2 Dynamika kolenního kloubu

Zatížení kolene popisujeme pomocí třech sil a třech momentů působících v základních směrech lidského těla tak, jak je to znázorněno na obr. 13.

Distální-proximální síla (DP síla) působí v DP ose, posteriorní-anteriorní síla (PA síla) působí v PA ose a mediální-laterální síla (ML síla) působí v ML ose [4, 7].

Distální-proximální moment (DP moment) působí ve směru DP osy a způsobuje externí a vnitřní rotaci kolenního kloubu, posteriorní-anteriorní moment (PA moment) působí ve směru PA osy a způsobuje abdukci a addukci, mediální-laterální moment (ML moment) působí ve směru ML osy a způsobuje extenzi a flexi kloubu. [smerytela.pdf, 7] Velikost momentu, jakožto součinu působící síly a ramene¹, je ovlivněna velikostí úhlů v kolenním kloubu. Při větší kolenní flexi se těžiště těla vzdaluje od kolene a tím pádem roste velikost ML momentu [4, 7].



Obr. 13 Směry sil a momentů působících v kolenním kloubu. [21].

2.2.1 Chůze

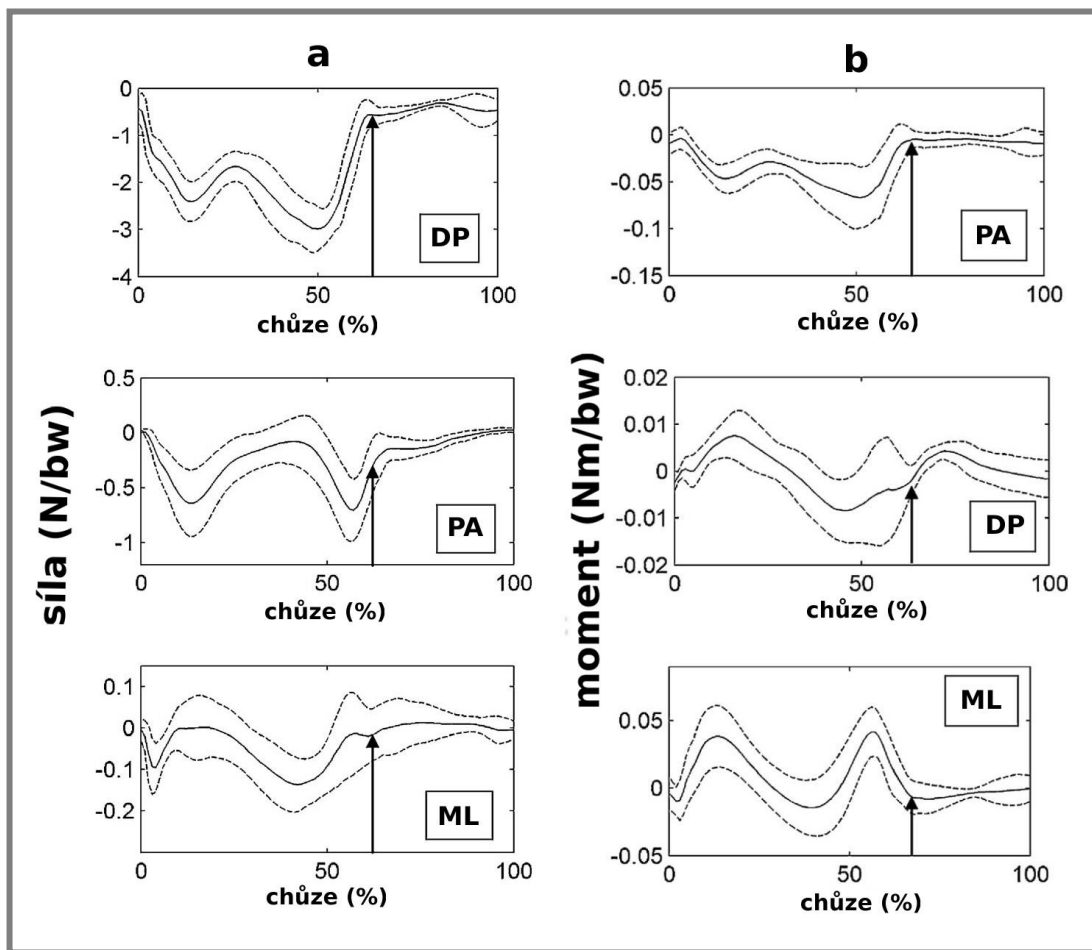
P. Worsley et al. měřili působící zatížení v kolenním kloubu pomocí silové podložky. Výsledné síly a momenty v kloubu byly vypočítány za pomoci vytvořených počítačových modelů jednotlivců a inverzní dynamiky² [3].

¹ Vzdálenost od vektoru síly ke středu kloubu [4].

² Metoda výpočtu sil a momentů založená na pohybu, hmotnosti a momentu setrvačnosti objektu [3].

Při této aktivitě se maximum DP síly pohybovalo v rozmezí 2,72 až 4,35 N/bw¹, zatímco průměr byl 3,06 N/bw. Stojná fáze přibližně končila v 63 % cyklu kroku a během ní byly pozorovány největší směrodatné odchylky. Průběh PA síly je podobný jako u DP síly, také se ukázaly rozdíly při stejné fázi kroku. Průběhy sil jsou znázorněny na obr. 14a [3].

ML moment a DP moment vrcholil na 0,041 Nm/bw², resp. na 0,0085 Nm/bw. Při pohledu na obr. 14b je největším vnitřním momentem kolenního kloubu PA moment vrcholící na 0,067 Nm/bw [3].



Obr. 14 Normalizované průběhy a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů během cyklu kroku, kde střední hodnota velikosti je plnou čarou, čárkovaně je pak odchylka dat. Kladné a záporné hodnoty znázorňují směr sil. Šipka ukazuje toe-off okamžik [3].

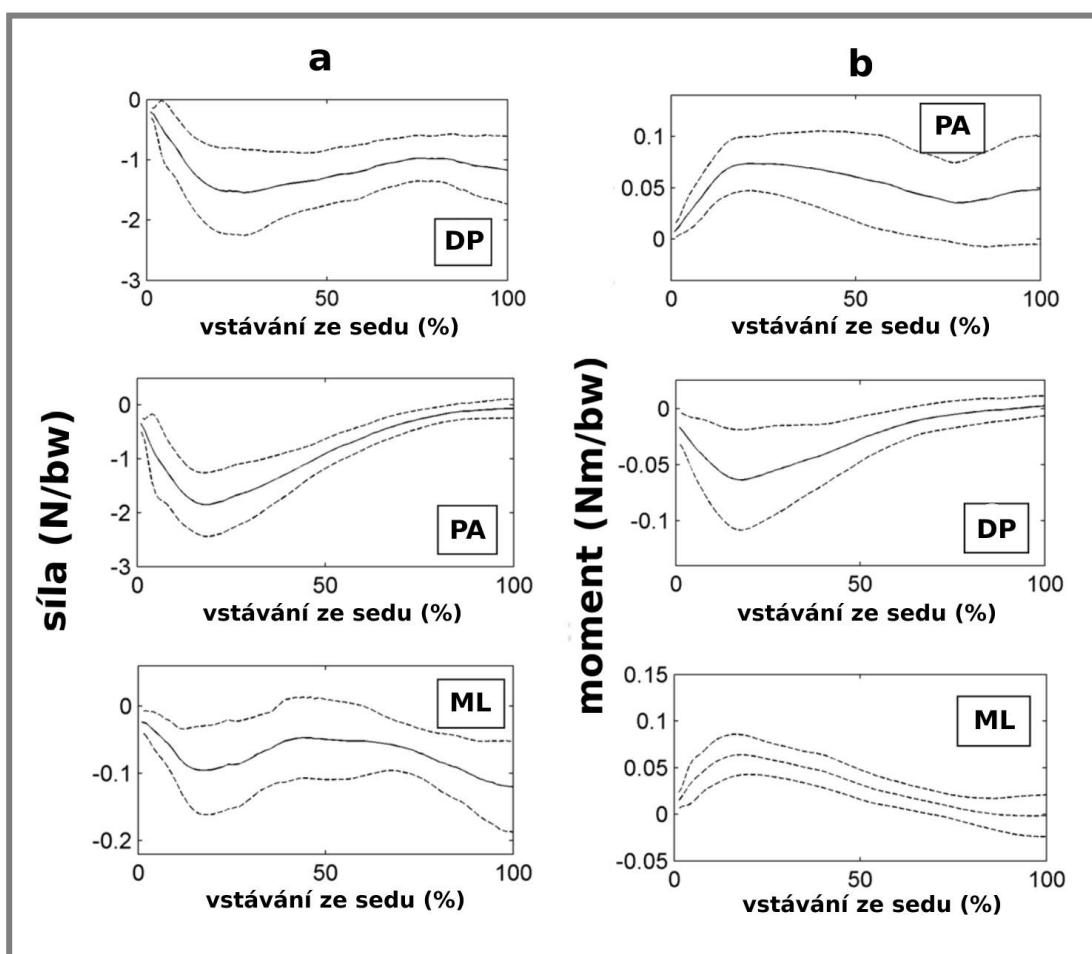
¹ Jednotka vyjadřující působící sílu, jejíž velikost je normalizována pro lidskou hmotnost (Newton/body weight) [3, 5].

² Jednotka vyjadřující působící moment, jehož velikost je normalizována pro lidskou hmotnost (Newton·metr/body weight) [3, 5].

2.2.2 Vstávání ze sedu

Pro tuto aktivitu DP síla dosahovala velikosti 1,6 N/bw. Průběh křivky síly byl u jednotlivců stejný, lišila se však velikost sil. Během prvních 18 % cyklu kroku prudce vzrostla PA síla až na 1,64 N/bw, což je vyšší hodnota oproti aktivitám chůze a kroku ze schodu dolů. Pak tato síla klesala stejně jako úhel flexe. Průběh všech sil je znázorněn na obr. 15a [3].

Jak PA, tak DP momenty měly velký rozptyl napříč jedinci (obr. 15b). Největší rozdíl v datech nastal při 18 % cyklu aktivity u DP momentu, u PA momentu pak úplně na konci cyklu vstávání. Z obr. 15b je zřejmé, že oba tyto momenty byly vyšší než u přímé chůze. PA moment průměrně vrcholil na 0,074 Nm/bw a DP moment na 0,06 Nm/bw [3].

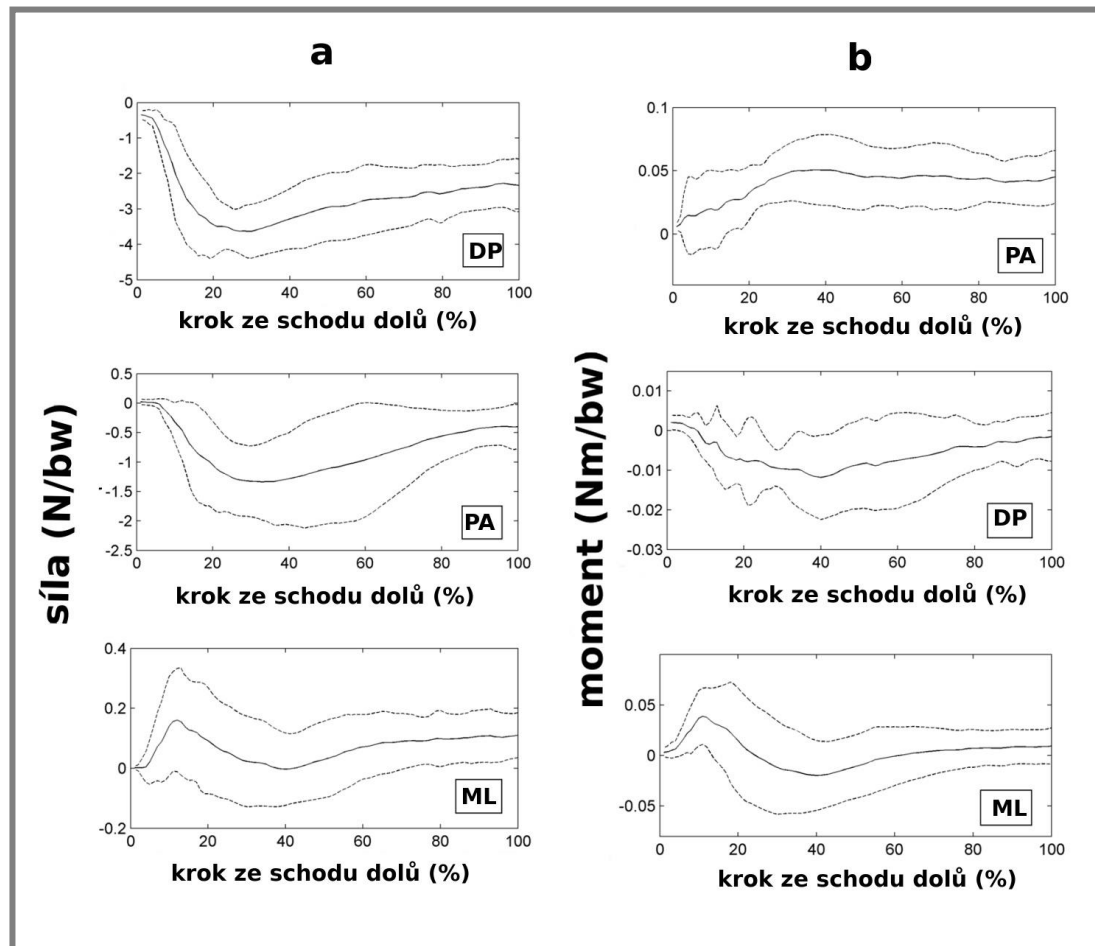


Obr. 15 Normalizované průběhy a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů během aktivity vstávání ze sedu. Střední hodnota velikosti je plnou čarou, čárkovaně je odchylka mezi jedinci [3].

2.2.3 Krok ze schodu dolů

Kinetické veličiny při sestupu schodu měly značný rozptyl (obr. 16a). Největší ze sil v kolenním kloubu byla DP síla o maximu 3,46 N/bw s velkou směrodatnou odchylkou 1,42 N/bw. Tato síla dosáhla největší hodnoty právě při této aktivitě. PA a ML síly dosáhly maxima 1,38 N/bw, resp. 0,15 N/bw [3].

Největší hodnota z momentů patřila PA momentu, jehož velikost dosáhla 0,054 Nm/bw. ML momentu byla změřena průměrná velikost 0,04 Nm/bw. Z obr. 16b je patrné, že tento moment měl také největší směrodatnou odchylku, a to 0,05 Nm/bw [3].



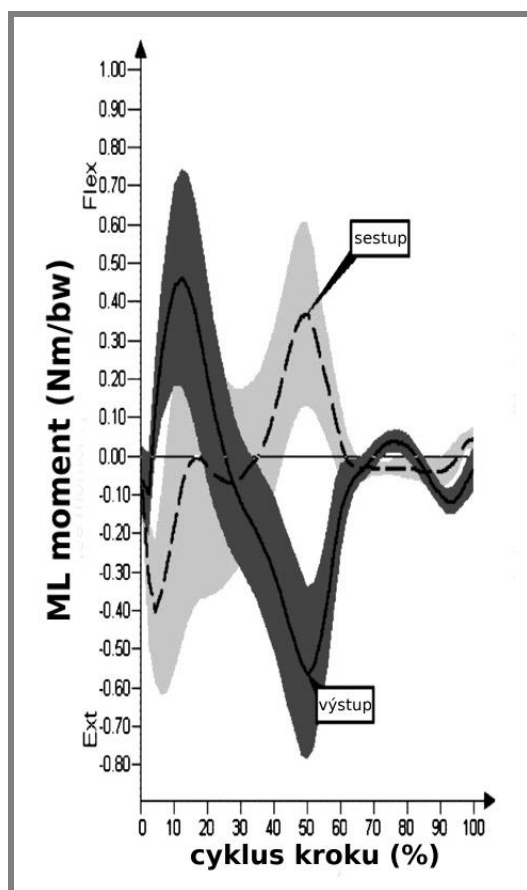
Obr. 16 Průběh a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů při kroku ze schodu dolů. Osa x ukazuje procentuální část průběhu aktivity. Střední hodnota velikosti sil a momentů je plnou čarou, směrodatná odchylka je čárkovaně [3].

2.2.4 Sestup a výstup schodiště

A. Protopapadaki et al. pro určení dynamických veličin působících v kolenním kloubu nainstalovali silovou platformu/podložku na druhý schod z celkových čtyř. Ze získaných dat byl vypočten ML moment a byl normalizován pro výšku a hmotnost jednotlivých účastníků. Ti provedli obě aktivity třikrát a výsledek byl zprůměrován.

Měření aktivity výstupu započalo kontaktem chodidla s druhým schodem a skončilo kontaktem se čtvrtým schodem té samé končetiny. Sestup začal kontaktem chodidla s druhým schodem a konec měření nastal při dosednutí stejného chodidla na podlahu [4].

Pro zdolání schodiště byl třeba velký ML moment díky potřebě velké flexe kolenního kloubu. Maximum tohoto momentu při výstupu schodů bylo třikrát větší ve srovnání s přímou chůzí. Výrazně vyšší ML moment nastal při výstupu schodiště (0,58 Nm/bw) než při jeho sestupu (0,40 Nm/bw), a to v případě extenze kloubu. Při flexi kolene byl pro obě aktivity rozdíl minimální (0,51 Nm/bw pro výstup a 0,46 Nm/bw pro sestup schodů). Největší rozdíly v hodnotách mezi jednotlivci byly pozorovány v momentu flexe při výstupu a v momentu extenze při sestupu schodiště [4].



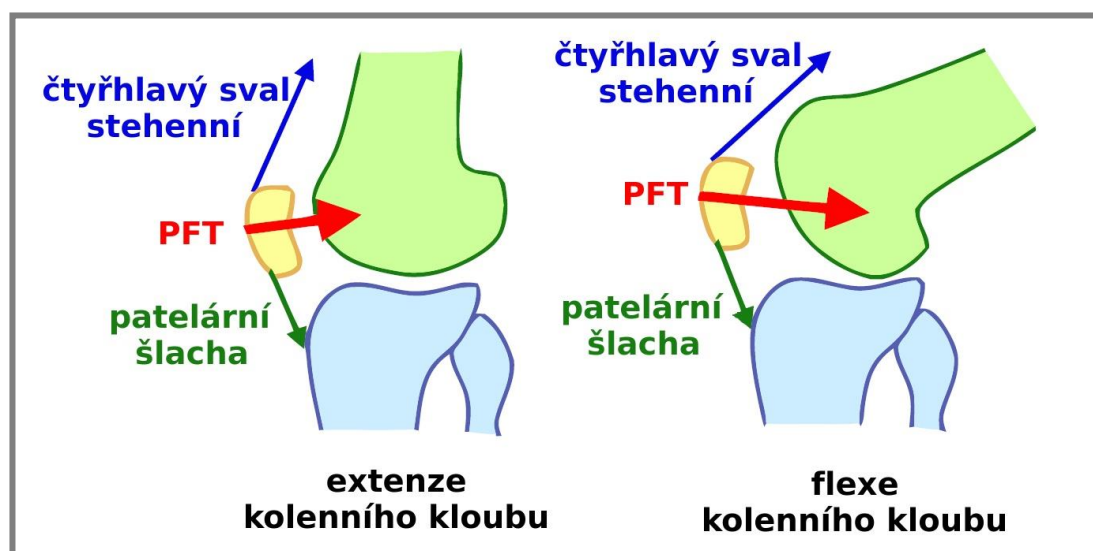
Obr. 17 Průměrné momenty flexe a extenze pro výstup a sestup schodů v závislosti na době trvání cyklu. Plná a čárkovaná čára znázorňuje střední hodnoty, šedé oblasti ukazují směrodatnou odchylku mezi jednotlivci [4].

Průběh ML momentů je znázorněn na obr. 17. Během výstupu schodů od 0 % do 4 % cyklu kroku způsoboval ML moment extenzi. Od 4 % do 26 % nastal moment flexe kolenního kloubu, následoval moment extenze až do toe-off okamžiku při přibližně 60 % cyklu kroku. Během sestupu schodiště probíhal moment kolenní extenze od 0 % do 36 %. Pak až do toe-off okamžiku, opět přibližně 60 % cyklu, měl ML moment formu flexe [4].

Maximum hodnoty ML momentu se zvětšovalo se zvětšujícím se sklonem kolenního kloubu během obou aktivit. Právě díky tomuto faktoru některé dřívější studie zjistily, že velikost ML momentu je vyšší při sestupu schodiště než při jeho výstupu, a to až trojnásobně [4].

Studie od P. A. Costigan et al. použila podobný způsob měření pro zjištění zatížení v kloubu jako studie výše. Výška a šířka schodů v této studii byla 20 cm, resp. 30 cm. Cyklus kroku byl definován od toe-off okamžiku a švihové fáze testované končetiny. Následovala stejná fáze a kontakt nohy se schodem (silovou podložkou) a cyklus končil opětovným toe-off okamžikem daného chodidla [6].

Nicméně model kolene byl účastníkům vytvořen podle jejich radiografických snímků. Tím pádem mohla být vypočtena patelo-femorální tlaková síla¹ (PFT síla) a také kontaktní reakční síly². Model bral v úvahu čtyřhlavý sval stehenní a patelární šlahu. Se zvyšujícím se tahem čtyřhlavého stehenního svalu a se zvětšující se flexí kloubu roste napětí v patelární šlaše, což způsobuje přitlačení česky na stehenní kost, jak je znázorněno na obr. 18. Vektor PFT síly směřuje dozadu skrz česku [6].



Obr. 18 Patelo-femorální tlaková síla [22].

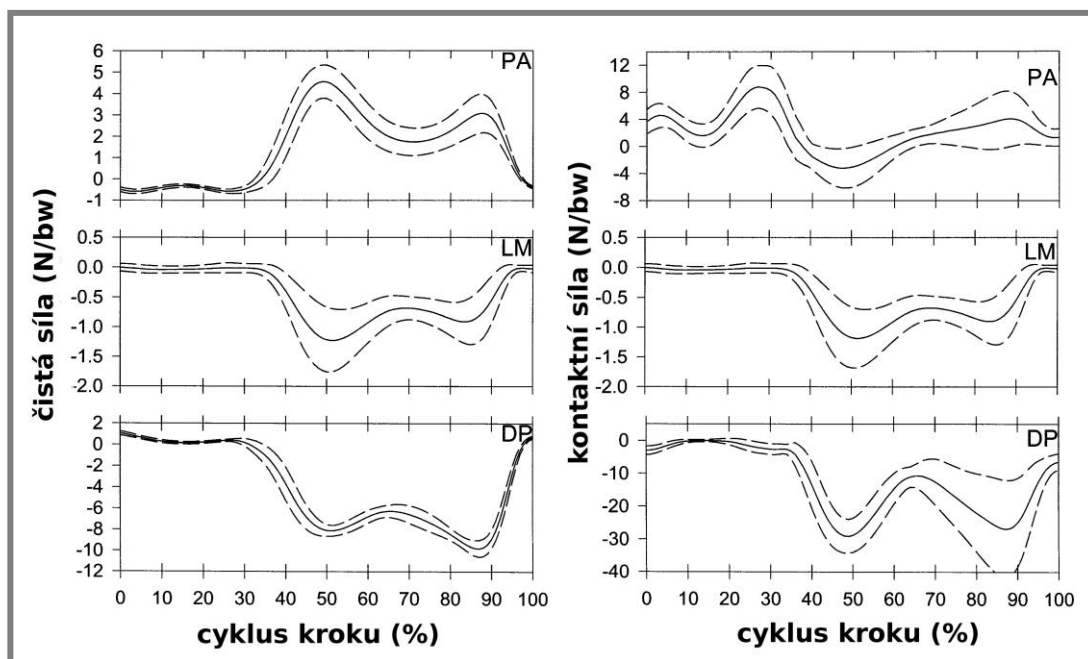
Bylo zjištěno, že pokud byl ML moment kladný, tak způsoboval flexi kloubu. Čtyřhlavý sval stehenní byl zodpovědný za vnitřní odporový moment³. Čili tento sval je kolenní extenzor a kladný moment byl redukován akcí právě čtyřhlavého stehenního svalu. Naopak pokud byl ML moment záporný, za odporový moment mohly zadní svaly stehna, jakožto kolenní flexory. Takže při flexi kolenního kloubu vzrůstala aktivita kolenních extenzorů a naopak při extenzi byly aktivní svaly způsobující flexi [6, 7].

Srovnání čistých kolenních sil a kontaktních kolenních sil při výstupu schodů je znázorněno na obr. 19. Při velké kolenní flexi byla pozorována zmenšující se kontaktní plocha kolenního kloubu. Tím pádem zde působil velký tlak a kontaktní kolenní síly byly největší [6].

¹ Síla působící mezi stehenní kostí a česku [6].

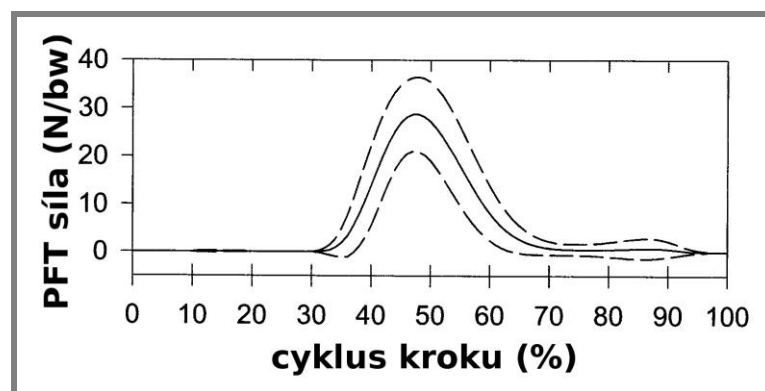
² Působící síly z kolennímu kontaktu „kost na kost“. Na rozdíl od čistých kolenních sil se berou v úvahu i síly od svalových kontrakcí [6].

³ Moment produkovaný vnitřními silami vyvažující externí ohybový moment [6].



Obr. 19 Srovnání průběhů čisté a kontaktní PA, ML (LM) a DP síly. Osa x představuje procentuální průběh aktivity. Plná čára značí průměrné hodnoty, čárkovaná jejich rozptyl napříč jedinci. [6].

Čisté kolenní síly při výstupu schodiště nepřesáhly hodnotu 1N/bw, zatímco PA kontaktní síla této velikosti dosáhla. Celková velikost DP kontaktní síly může dosáhnout až 6 N/bw, avšak průměrně se pohyboval kolem 3 N/bw. V průběhu křivky této síly jsou patrné dvě lokální minima, první nastalo při úderu chodidla, a druhé, mírně menší, před toe-off okamžikem. Průběh PA síly je v obou případech dramaticky odlišný. Kontaktní PA síla má dvojnásobný rozsah a její hodnota je na počátku stejné fáze záporná, což je doprovázeno rostoucím kladným LM, záporným ML momentem [6].



Obr. 20 Velikost PFT síly v závislosti na procentuálním průběhu při stoupání do schodů. Střední hodnota je zobrazena plnou čarou, směrodatné odchylky jsou čárkované [6].

PFT síla měla při 45 % cyklu aktivity, kdy kolenní flexe přesahovala 60°, střední hodnotu 3 N/bw. Vrchol této síly dosáhl velikosti 28,7 N/bw a nastal přibližně v polovině cyklu stoupání do schodů. Poté, jak je vidět z obr. 20, síla postupně klesala [6].

Srovnání přímé chůze a výstupu schodiště

Během výstupu schodů byla PA síla a ML moment působící v kolenním kloubu větší než při chůzi. PA síla vzrostla přibližně o polovinu na 4,73 N/bw. ML moment pro výstup schodiště s celkovým rozsahem 1,3 Nm/bw byl dvakrát tak větší než při chůzi, kde byl zjištěn celkový rozsah 0,6 Nm/bw. Rozsahy DP a PA momentů jsou podobné jako při chůzi, jejich hodnoty jsou vypsány v tab. 2 [6].

PFT síla vykazala největší rozdíl. Bylo zjištěno, že je až osminásobně větší při výstupu schodiště než při chůzi [6].

Pokud porovnáme průběhy momentů působících v kolenním kloubu s úhlem flexe kloubu, zjistíme, že největší momenty při chůzi nastaly během stejné fáze končetiny a flexe nebyla větší než 20°. Zato při výstupu schodiště byly pozorovány největší momenty při velikosti kolenní flexe přibližně 60°. Průběhy křivek sil byly pro obě srovnávané aktivity obdobné [6].

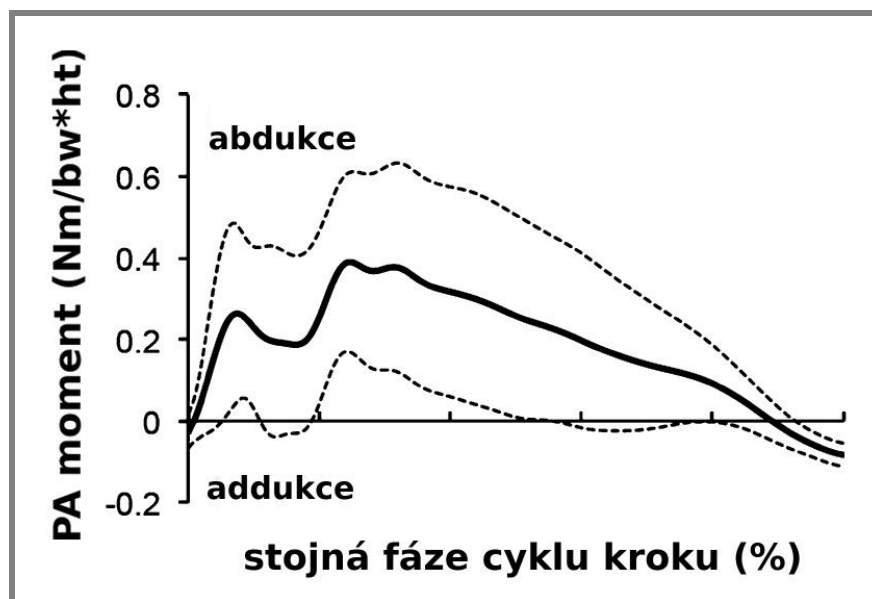
Tab. 2 Srovnání maximálních velikostí křivek pro aktivity zdolávání schodů a přímou chůzi [6].

Veličina	Výstup schodiště	Přímá chůze
PA čistá síla (N/bw)	4,37	3,22
ML čistá síla (N/bw)	1,32	1,45
DP čistá síla (N/bw)	9,87	9,99
PA moment (Nm/bw)	0,42	0,49
ML moment (Nm/bw)	1,16	0,54
DP moment (Nm/bw)	0,10	0,13
PA kontaktní síla (N/bw)	0,31	0,15
ML kontaktní síla (N/bw)	1,27	1,43
DP kontaktní síla (N/bw)	33,87	36,36
PFT síla (N/bw)	30,19	3,41

2.2.5 Běh

Velikost PA momentu byla ve studii od M. Sakaguchiho et al. normalizována na hmotnost i výšku účastníka (jednotka Nm/bw·ht). Z průběhu momentu na obr. 21 je patrné, že povětšinu stejné fáze měl PA moment formu abdukce. Přibližně v konečných 15 % cyklu kroku během běhu se moment překlátil a působil v opačném směru. Výsledky studie naznačily, že pro zmenšení velikosti PA momentu je třeba větší vnější rotace kyčelního kloubu [10].

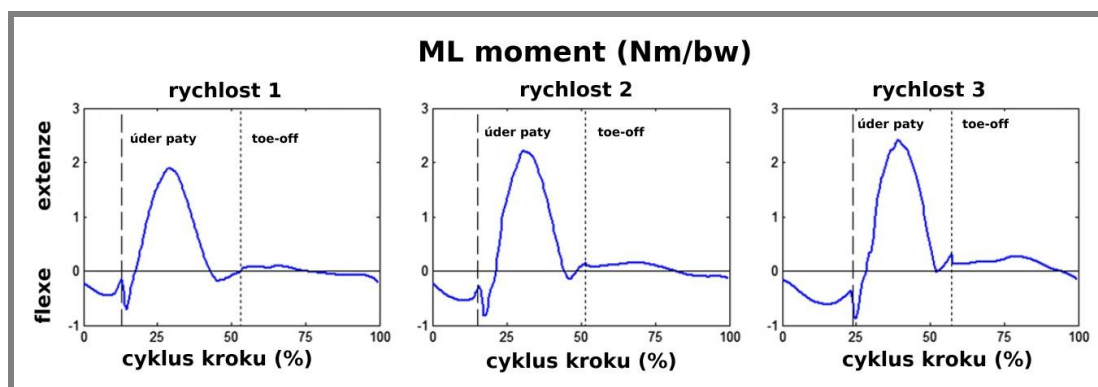
V případě, že byla pociťována bolest v koleni, tak muži měli větší úhel addukce kolenního kloubu než ženy a než skupina bez pociťované bolesti [10].



Obr. 21 Průběh PA momentu kolenního kloubu během stojné fáze běhu. Plná čára zobrazuje střední velikost, čárkovaná čára představuje směrodatnou odchylku [10].

J. Petersen et al. se ve své práci zabývali velikostí ML momentu v závislosti na rychlosti běhu. Moment byl vypočten na základě inverzní dynamiky, která vycházela z kinematických dat a dat ze silových podložek. Byla zkoumána skupina 33 zdravých rekreačních běžců běžících rychlostmi přibližně 8, 12 a 16 km/h [11].

Velikosti ML momentu působícím v kolenním kloubu při různých rychlostech běhu jsou zobrazeny na obr. 22. Když se rychlost zvětšila dvojnásobně, z 8 na 16 km/h, tak maximum momentu vzrostlo o 0,52 Nm/bw. Během většiny stojné fáze působil v kloubu ML moment extenze. Menší velikost ML momentu flexe byla pozorována hned po došlapu paty a také těsně před toe-off okamžikem. Vrchol momentu nastal přibližně uprostřed stojné fáze končetiny. Během švihové fáze se pak ML moment extenze postupně přeměnil na moment flexe [11].



Obr. 22 Průběh ML momentu celého kroku běhu při různých rychlostech běhu. Vertikální čáry znázorňují stojnou fázi končetiny, první ukazuje, kdy nastal úder paty, druhá pak kdy nastal toe-off okamžik [11].

2.3 Kinematika endoprotézy kolenního kloubu

Osteoartróza kolenního kloubu (OKK) neboli gonartróza je jedna z nejčastějších patologií dolní končetiny. Jedná se o degenerativní změny, které souvisí s přirozeným procesem stárnutí kloubu. OKK se vyskytuje převážně u starších osob a způsobuje bolest, ztuhlost kloubu a omezení při každodenních aktivitách běžného života. Genetika, hormony, obezita a také anatomie jsou další z faktorů způsobujících OKK [7, 8, 13, 14].



Obr. 23 Stupně OKK [23].

S postupující OKK (obr. 23) se zvyšuje kloubní zatížení. Nahrazení degenerovaných kloubních povrchů probíhá pomocí chirurgie, využívá se náhrada kolenního kloubu, čili endoprotéza. Totální endoprotéza kolenního kloubu (TEKK) je zobrazena na obr. 24 a obr. 25 [1, 2, 7].



Obr. 24 Rentgenové snímky totální kolenní endoprotézy. Vlevo je vyfotografována ze směru anterior-posterior, vpravo je zachycena laterálně [24].



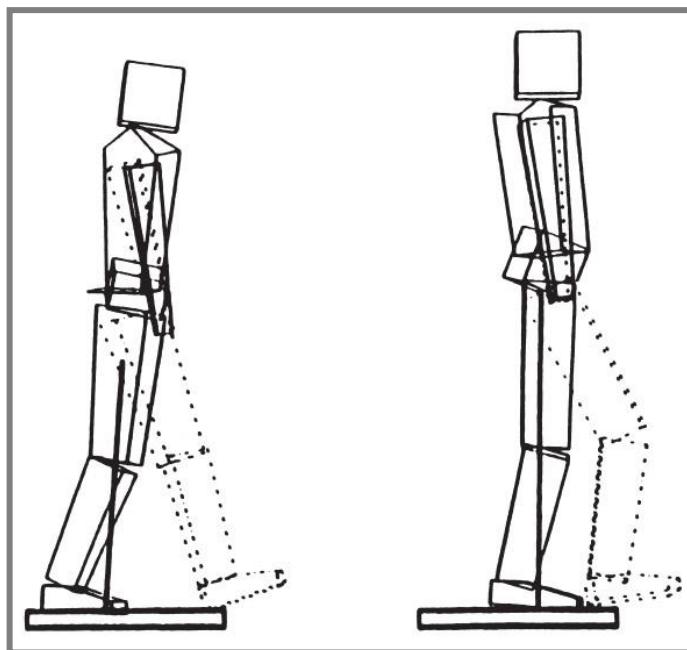
Obr. 25 Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu [25].

Studie od D. S. Jevsevara et al. zkoumala rozdíly mezi zdravými pacienty a těmi s endoprotézou kolenního kloubu při chůzi, pohybu po schodech a vstávání ze židle. Jedinci z TEKK skupiny, kteří dříve měli OKK, byli více než rok po operaci a plně rehabilitováni. Čtyři kamery a dvě silové podložky sloužily k zaznamenání dat. Na vybrané body na těle jedinců bylo nainstalováno 64 LED infračervených diod a ty byly pak snímány 153 krát za sekundu. Pomocí těchto dat, které byly vloženy do počítačového modelu, byl analyzován pohyb jednotlivých účastníků. Aby byla zajištěna stejná rychlost při vykonávání daných aktivit, byl použit metronom [5].

Pro výstup a sestup schodiště byly použity čtyři schody. Výška schodu byla 18 cm, zatímco šířka 28 cm. Na druhém a třetím schodu byla umístěna silová podložka. Dva pokusy začínaly levou nohou, další dva pravou. Stejně tak byla měřena přímá chůze, dvakrát pro obě končetiny. Pro aktivitu vstávání ze židle byla vybrána židle bez opěradla a s polohovatelnou výškou. Její výška byla nastavena podle individuální výšky člověka [5].

Nebyla zjištěna žádná korelace mezi měřenými veličinami a věkem účastníků, ani žádný rozdíl mezi levou a pravou končetinou. Omezení pohybu kolenního kloubu bylo u TEKK pacientů kompenzováno zvýšeným pohybem kyčle. Různé postoje těla jsou zobrazeny na obr. 26 [5].

Proměnlivost a tím pádem nepřesnost těchto dat se může projevit u rozsahů pohybů kloubu během aktivity vstávání ze židle, a to kvůli variující výšce židle. Bez požadavku jednotného tempa by TEKK pacienti prováděli aktivity pomaleji, což by opět ovlivnilo velikosti momentů a taky rozsahy pohybů [5].



Obr. 26 Jedinec s TEKK stojící na pravé končetině, která je nakreslena plnou čarou. Na levé části obrázku je trup jedince více předešnutý anteriorně, což posouvá těžiště těla dopředu. Tím pádem v kolenním kloubu stojné nohy není potřeba tak velký moment extenze. Trup na pravé části obrázku je téměř vertikálně, těžiště je umístěno více posteriorně. Vzpřímenější postoj má za následek potřebu většího momentu extenze [5].

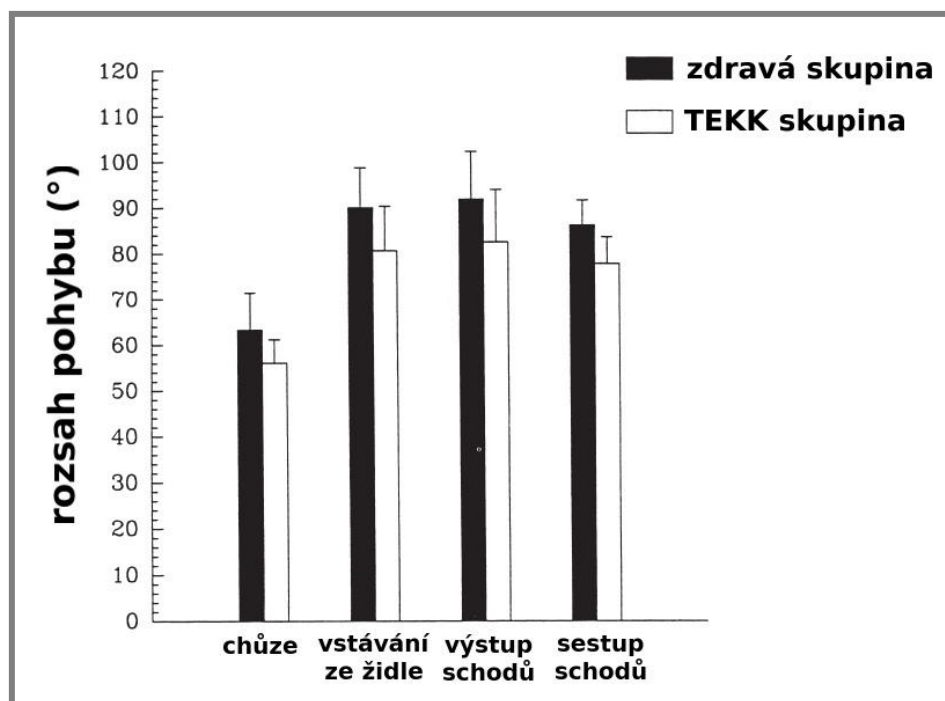
2.3.1 Rozsah pohybu TEKK v sagitální rovině

Testovaná TEKK skupina měla významně nižší rozsah pohybů pro všechny testované aktivity. Výsledky ukázaly větší úhly u TEKK skupiny během zdolávání schodů než při přímé chůzi u zdravých jedinců. Největší rozsah exkurze¹ kolenního kloubu nastal při výstupu schodiště. Byl změřen rozsah se střední hodnotou 91,8° pro zdravou skupinu a 82,5° pro TEKK skupinu. Naopak nejmenší exkurze kloubu nastala pro obě skupiny během přímé chůze, což dokládá obr. 27. Pro zdravou skupinu byla změřená hodnota 63,3° a pro skupinu s TEKK hodnota 56,1°. Vyšel větší rozsah úhlů pro výstup schodů než pro jejich sestup² [5].

I přesto, že TEKK skupina vykonávala dané aktivity bez pociťované bolesti, očividně to nezajistí plnohodnotnou exkurzi kolenního kloubu [5, 17].

¹ Rozsah pohybu z jednoho bodu do druhého, pohyb obvykle probíhá opakovaně. [7]

² Je zřejmé, že pohyb kolenního kloubu během stojné fáze při výstupu schodu je menší než při sestupu. Tento neočekávaný výsledek může být vysvětlen pohybem těžiště těla jednotlivců. Během sestupu schodiště bylo těžiště umístěno více vpředu, končetina ve švihové fázi pak měla větší flexi kyčle a tím pádem docházelo k menší flexi kolenního kloubu [5].



Obr. 27 Rozsah pohybu kolenního kloubu mezi skupinou zdravým jedinců a TEKK skupinou pro chůzi, vstávání ze židle a zdolávání schodiště. Osa y představuje úhlový rozsah exkurze kolene ve stupních. Čára nad danou velikostí představuje směrodatnou odchylku dat [5].

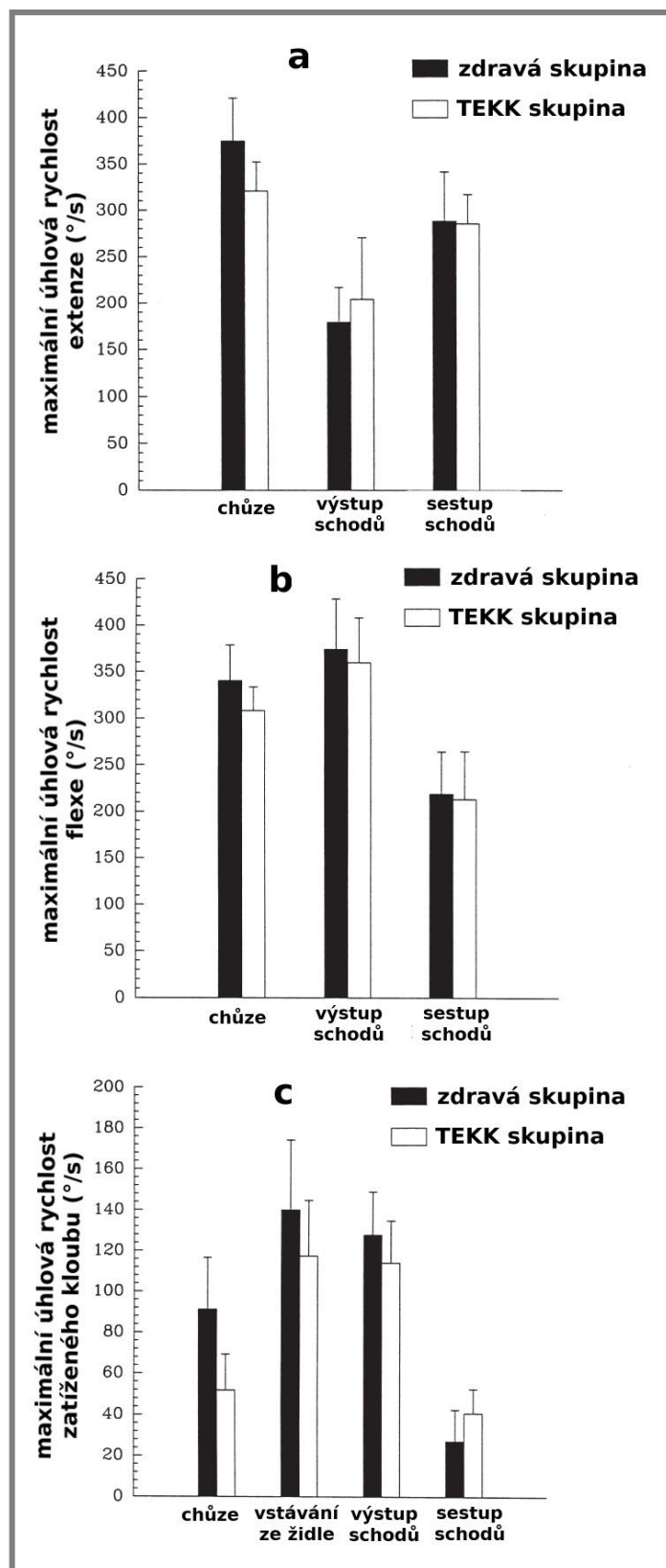
2.3.2 Úhlové rychlosti TEKK

2.3.2

Úhlová rychlost pohybu kolenního kloubu byla rozdělena na tři části: úhlová rychlost během flexe kloubu (švihová fáze), během extenze kloubu (švihová fáze) a při stojné fázi, kdy je kolenní kloub zatížen. Byl zjištěn významný rozdíl úhlových rychlostí mezi zdravou a TEKK skupinou při zatížení kloubu. Během švihové fáze končetiny nebyl rozdíl rychlostí flexe a extenze mezi oběma skupinami statisticky významný, kromě chůze. Velikost úhlové rychlosti při vstávání ze židle je pouze v obr. 28c, protože tato aktivita nemá žádnou švihovou fázi [5].

Při chůzi přesáhla maximální úhlová rychlost extenze hodnotu $350^\circ/\text{s}$, a to pro obě skupiny. Na druhou stranu maximální úhlová rychlost zatíženého kloubu nepřesáhla $180^\circ/\text{s}$, nejvyšší průměrná hodnota $140^\circ/\text{s}$ u zdravých jedinců byla změněna při vstávání ze židle [5].

Na obr. 28a jsou zaznamenány maximální velikosti úhlových rychlostí extenze kolenního kloubu. Nejvyšší hodnoty dosáhly rychlosti při chůzi, $374,6^\circ/\text{s}$ pro zdravou a $320,6^\circ/\text{s}$ pro TEKK skupinu. Oproti tomu maximální úhlová rychlost flexe nastala při aktivitě výstupu schodů s hodnotami $374,0^\circ/\text{s}$ pro zdravé jedince a $359,6^\circ/\text{s}$ pro jedince s TEKK (obr. 28b). Úhlová rychlost zatíženého kloubu byla větší u TEKK skupiny pouze u sestupu schodiště. Během vstávání ze židle byla změněna rychlost zdravým jedincům o velikosti $140,1^\circ/\text{s}$ a $117,6^\circ/\text{s}$ pro TEKK skupinu. Nejnížší hodnoty nastaly během sestupu schodů, a to $27,2^\circ/\text{s}$ a $40,9^\circ/\text{s}$ pro zdravou, respektive TEKK skupinu. Malé velikosti rychlostí během sestupu schodiště jsou způsobeny největším zatížením v kloubu, tedy největším ML momentem. Při této aktivitě musely svalové kontrakce zabraňovat podlomení kolene, v jiných případech musely pouze překonávat gravitační sílu [5].



Obr. 28 Průběhy velikostí úhlových rychlostí během a) švihové fáze extenze, b) švihové fáze flexe a c) stejné fáze končetiny při různých aktivitách. Černý sloupec představuje zdravou testovanou skupinu, bílý pak TEKK skupinu. Rozptyl hodnot je znázorněn pomocí čáry nad každým sloupcem [5].

2.4 Dynamika endoprotézy kolenního kloubu

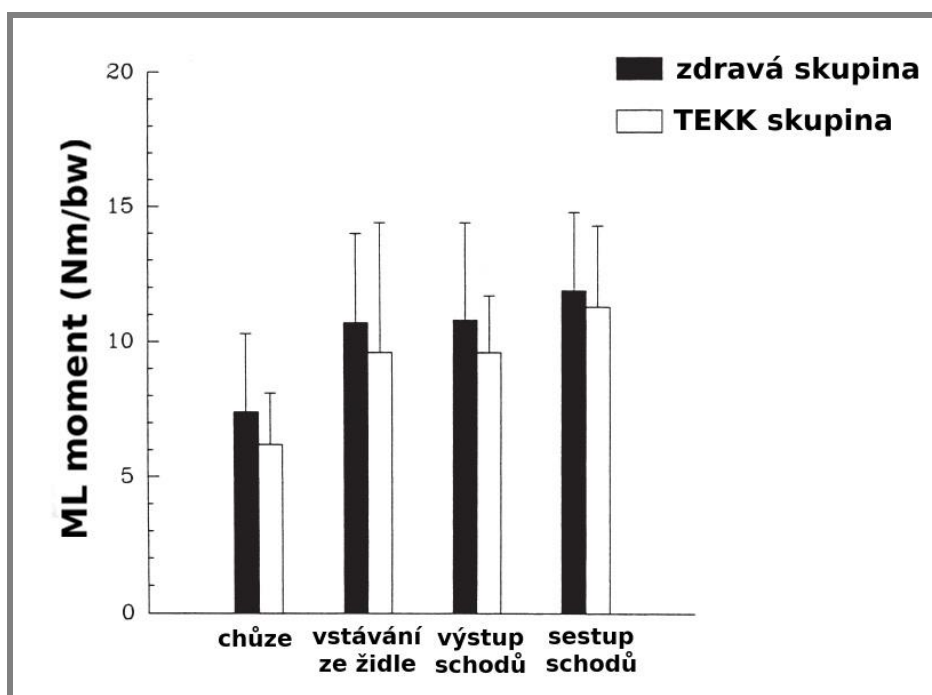
2.4

2.4.1 Momenty TEKK

2.4.1

Maximální moment v sagitální rovině se přibližně pohyboval mezi hodnotami 10 až 15 Nm/bw. Rozdíl hodnot mezi oběma skupinami při všech aktivitách nebyl statisticky významný, momenty měly stejný průběh. Přesto momenty TEKK skupiny byly menší. Největší ML moment byl změřen při sestupu schodiště, jeho průměrná velikost byla 11,9 Nm/bw pro zdravou skupinu a 11,3 Nm/bw pro TEKK skupinu. Velikost nejmenšího momentu změřeného při chůzi činila 7,4 Nm/bw a 6,2 Nm/bw pro zdravou, respektive TEKK skupinu. Při pohledu na obr. 29 jsou zřetelné přibližně stejně velké střední hodnoty ML momentu pro aktivity vstávání ze židle a výstupu schodiště [5, 17].

Při vstávání ze židle se tento moment zvyšuje se zmenšující se výškou židle a naopak. Nejmenší moment nastal, když byla židle vysoká stejně nebo výše než poloha kolenního kloubu, což platilo jak pro zdravé jedince, tak pro ty s TEKK [5].

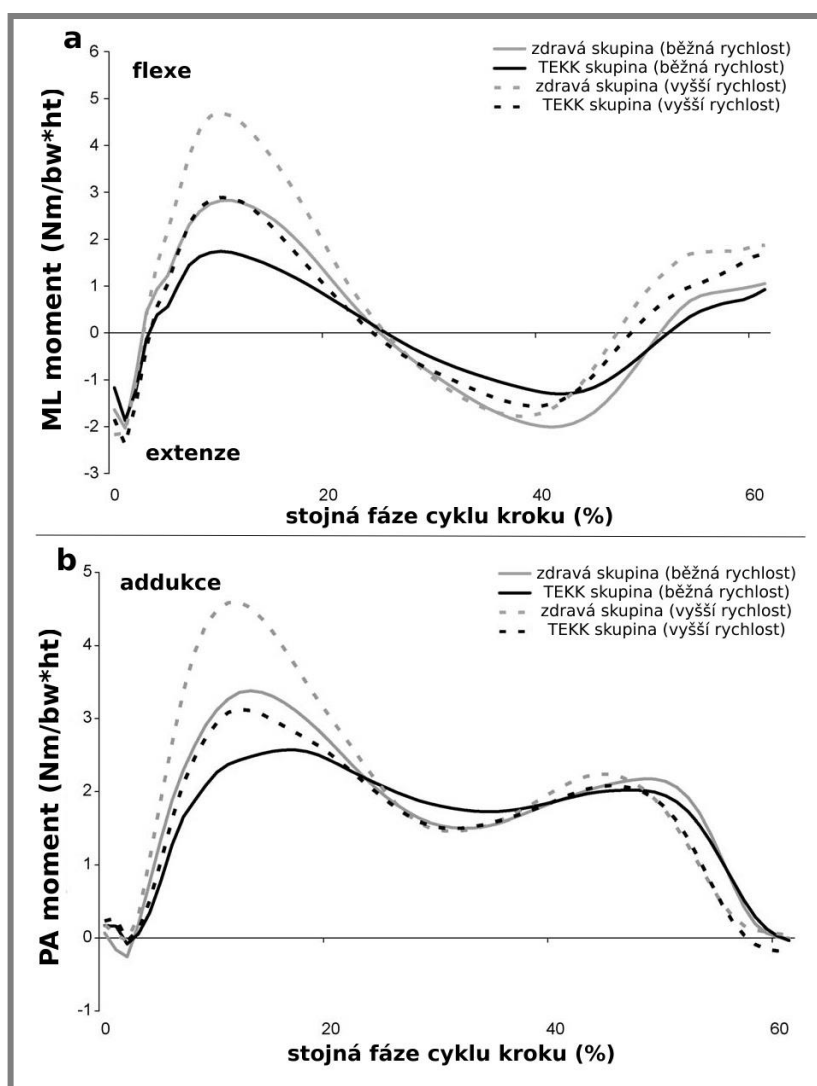


Obr. 29 Velikosti ML momentů pro zdravou skupinu a TEKK skupinu pro chůzi, vstávání ze židle a zdolávání schodiště. Osa y představuje hodnotu ML momentu v kolenním kloubu. Čára nad danou velikostí představuje směrodatnou odchylku [5].

Rozdíly během různých rychlostí chůze

Studie od J.A. McClelland et al. se zaměřila na srovnání působících momentů v kolenním kloubu při různých rychlostech chůze mezi zdravými jedinci a jedinci s OKK. Měřena byla běžná rychlost chůze, kterou si účastníci zvolili sami, a co nejvyšší možná rychlost, kdy ještě nenastal běh. Zkoumány byly dvě skupiny po 40 lidech, jedinci s TEKK 12 měsíců po operaci a zdraví. Velikosti momentů byly normalizovány na hmotnost i výšku účastníků [16].

Skupina po TEKK měla nižší obě rychlosti chůze, ale rozdíly nebyly významné. Průběhy ML a PA momentů jsou zobrazeny na obr. 30a a obr. 30b. Tyto momenty vyšly nižší u TEKK skupiny. Při vyšších rychlostech byly pozorovány také vyšší hodnoty momentů. Zatímco maximum ML momentu vyšlo u zdravé skupiny 2,95 Nm/bw·ht pro běžnou a 4,82 Nm/bw·ht pro vyšší rychlost, u TEKK skupiny to bylo pouze 2,12 a 3,15 Nm/bw·ht. Vrcholy PA momentu měly pro běžnou rychlost chůze hodnoty 3,59 a 2,91 Nm/bw·ht u zdravých, resp. TEKK jedinců. Při zrychlené chůzi maxima dosáhly 4,84 pro zdravé a 3,56 pro TEKK skupinu [16].



Obr. 30 Průběhy a) ML momentů, b) PA momentů během stojné fáze chůze při běžném a zrychleném tempu chůze [16].

I přes to, že většina jedinců s endoprotézou kloubu měla stejný průběh křivky ML momentu jako zdraví lidé, rozsahy momentu byly redukovány. Z tohoto faktu plyne, že se kloubní zatížení i po výměně nemocného kloubu za náhradu plně neobnoví do normálu. Toto snížení působících momentů v kolenním kloubu ale může prodloužit životnost náhrady [16].

2.5 Změny při osteoartróze kolenního kloubu

Studie ukazují rozdíly velikostí momentů působících v kolenním kloubu mezi jedinci s osteoartrózou a těmi s TEKK. Několik studií zjistilo souvislost mezi PA momentem působícím v kolenním kloubu a postupem OKK [1, 8, 12, 14].

Dohromady 139 dospělých jedinců s OKK zkoumala studie od K. R. Kaufman et al., 47 mužů a 92 žen s průměrným věkem 57 let. Pro porovnání sloužila skupina 20 zdravých lidí. Spojením motion capture dat s daty ze silových podložek byla simulována kinematika a dynamika kolenního kloubu. V potaz byly brány běžné aktivity jako chůze a pohyb po schodišti. Při chůzi museli účastníci ujít 12 m, pro sestup a výstup schodiště byly použity 4 schody o výšce 18 cm a šířce 25 cm, bez zábradlí. Silové podložky byly na prvním a druhém schodu. Cyklus kroku chůze trval od a do kontaktu toho samého chodidla se zemí. Při výstupu byl cyklus definován od kontaktu nohy s prvním schodem až do kontaktu se třetím schodem. U sestupu schodů byl cyklus kroku od kontaktu chodidla s druhým schodem až do dosednutí chodidla na podlahu. Ze třech měření byly data zprůměrována. Velikosti zatížení byly normalizovány jak na hmotnost, tak na výšku jednotlivců [8].

Bylo zjištěno, že pacienti s OKK vykonávají dané aktivity výrazně pomaleji. Dále z dat vyplynulo, že ženy mají významně vyšší vrchol ML momentu extenze, který ale nastává ve stejný okamžik jako u mužské části skupiny. Tento rozdíl mohl být způsoben menší průměrnou výškou žen. U zdravé skupiny byla asymetrie dat mezi pohlavími menší. DP moment externí rotace byl nižší u žen pouze během chůze. Ženská skupina měla také větší úhlový rozsah flexe, což může částečně vysvětlovat větší míru výskytu OKK než u mužů. Nebyl nalezen žádný rozdíl v rychlostech vykonávání aktivit mezi muži a ženami [8].

Jedinci s OKK, především ti s vysokým BMI¹, se snažili snížit zatížení v kolenních kloubech zmenšením ML momentu extenze [8].

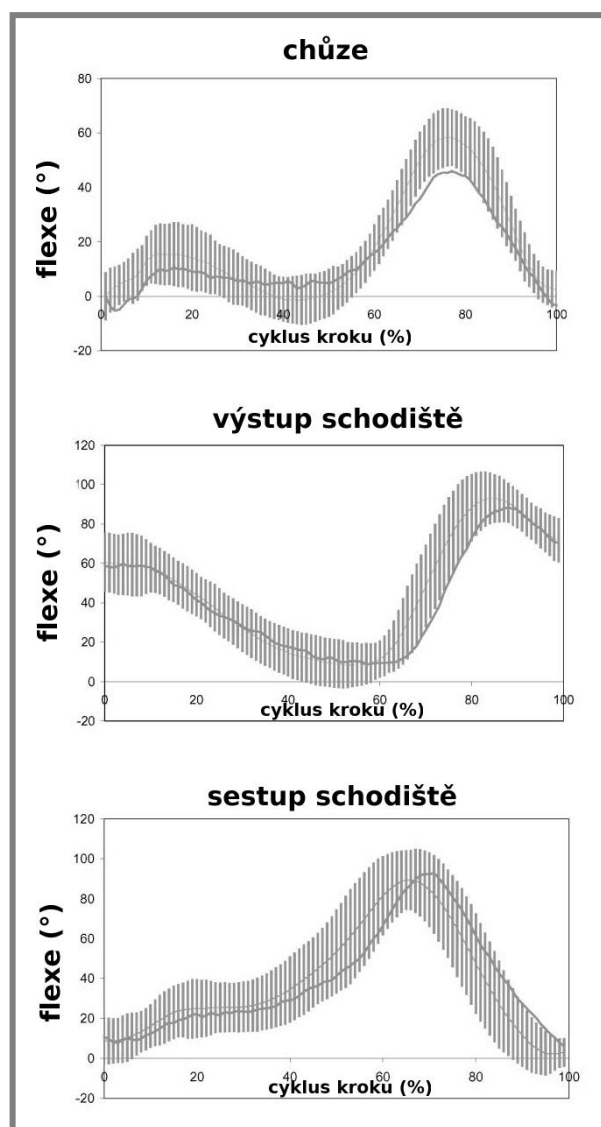
2.5.1 Rozsahy pohybu kolenního kloubu s osteoartrózou

2.5.1

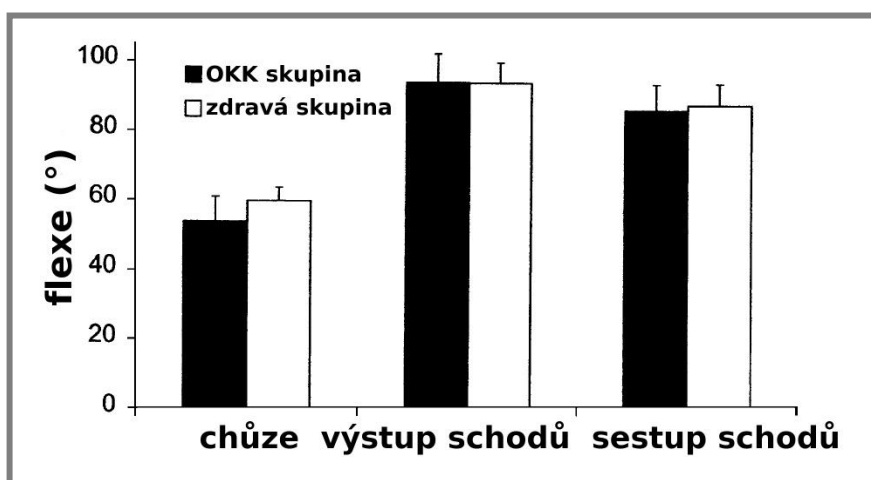
Mezi daty úhlových rozsahů pohybu kloubu zdravé skupiny a skupiny s OKK nebyla pozorována žádná významná odchylka. Během přímé chůze nastala největší flexe kolene při švihové fázi kroku. Při výstupu schodů začínal kloub ve flexi a postupně se během stojné fáze zvětšovala jeho extenze. Na druhou stranu při sestupu schodiště se kolenní kloub z extenze při stojné fázi postupně dostával do flexe, maximum flexe kloubu nastalo s toe-off okamžikem. Průběhy cyklů kroku jsou zobrazeny na obr. 31 [8, 13].

Při pohledu na obr. 32 je zřejmé, že při chůzi docházelo k nejmenší flexi kloubu u obou skupin. Během této aktivity měla skupina s OKK menší vrchol flexe o 6° oproti zdravé skupině. Při zdolávání schodů rozdíl mezi skupinami nepřesáhl 2°. Časový rozdíl, kdy nastala maximální flexe u obou skupin, nebyl statisticky významný [8].

¹ Body Mass Index, jedná se o poměr hmotnosti člověka a druhé mocniny jeho výšky [8].



Obr. 31 Úhlová kolenní flexe během přímé chůze, výstupu a sestupu schodiště. Toe-off okamžik nastal při 66 % cyklu. Tmavší čára zobrazuje OKK skupinu, stínovaná oblast představuje zdravou skupinu a směrodatnou odchylku [8].



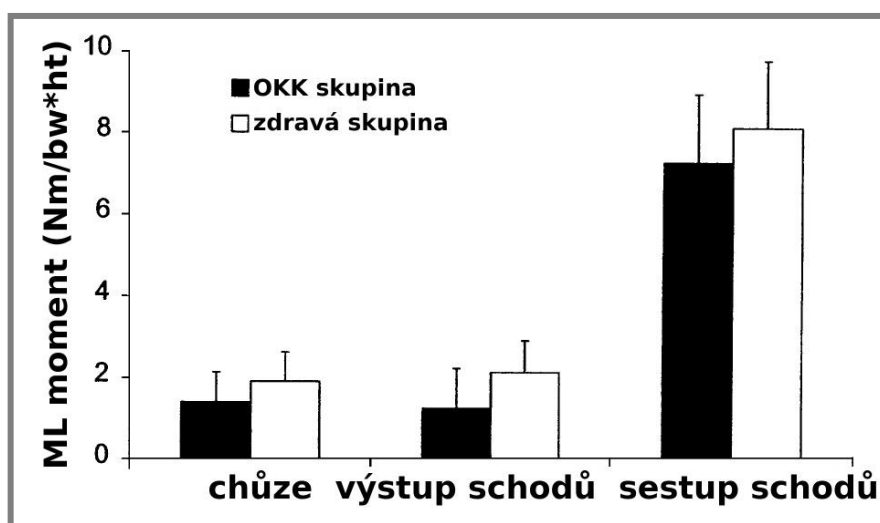
Obr. 32 Maxima flexe kolenního kloubu pro OKK skupinu a zdravou skupinu [8].

Na druhou stranu C. A. Hicks-Little et al. ve své studii zjistili, že pacienti s OKK vykazovali menší maxima flexe kolenního kloubu jak při stojné, tak švihové fázi kroku během sestupu i výstupu schodiště. Navíc vrchol flexe kloubu nastal u OKK skupiny později než u zdravých jedinců. Skupina s OKK totiž ve stojné fázi kroku zůstávala o 5 % déle a tedy švihová fáze začínala později. Autoři studie se domnívají, že za snížený rozsah pohybu v sagitální rovině může ztuhlost kloubu a snaha snížit pociťovanou bolest. Zato byla změřena větší abdukce kolenního kloubu u OKK skupiny během švihové fáze při sestupu schodů [13].

2.5.2 Momenty působící v kolenním kloubu s osteoartrózou

2.5.2

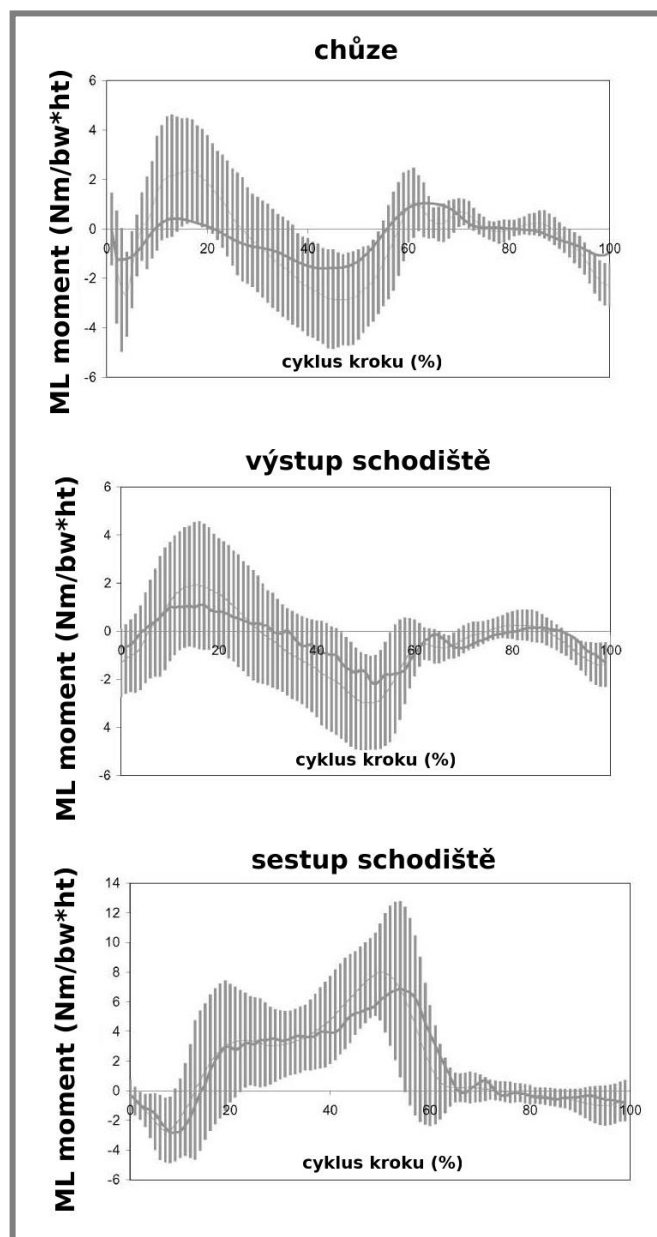
Pacienti s OKK měli vzhledem k zdravým účastníkům výrazně zmenšený ML moment extenze, což je jasně patrné z obr. 33. Průběhy tohoto momentu byly ale u všech činností srovnatelné. Během přímé chůze byl při stojné fázi pozorován především ML moment flexe, moment extenze se vyskytl mezi 10 až 20 % cyklu chůze a zajišťoval stabilitu kolene. Na konci cyklu měl moment opět formu flexe. Při výstupu schodiště byl na počátku pozorován rostoucí ML moment extenze, a to kvůli nutnosti posuvu celého těla směrem vzhůru. Ke konci stojné fáze se moment změnil na ML moment flexe. Za to během sestupu schodů se počáteční moment flexe změnil na moment extenze, převládající většinu stojné fáze [8].



Obr. 33 Maxima ML momentu v kolenního kloubu pro OKK skupinu a zdravou skupinu [8].

Vrcholy momentů nastávají u obou skupin přibližně ve stejný okamžik. Při těchto maximech mají obě skupiny také přibližně stejně velkou flexi kolenního kloubu [8].

Průběhy sagitálních momentů jsou zobrazeny na obr. 34. Při sestupu schodiště nastal vrchol ML momentu závěrem stojné fáze (průměrně při 51 % a 54 % cyklu kroku u zdravé, resp. OKK skupiny). Jednalo se o maximální hodnotu ze všech momentů a také ze všech činností. Zdravý kolenní kloub měl při této hodnotě flexi o velikosti 48° , kloub s osteoartrózou měl flexi 44° . Při aktivitách chůze a výstupu schodů nastaly vrcholy ML momentu na počátku stojné fáze kroku. Maximum momentu během chůze nastalo při 48 % cyklu kroku a flexe byla 20° u zdravé skupiny. U OKK skupiny byl maximální moment pozorován při 44 % cyklu kroku s průměrnou flexí 21° . Co se týče aktivity výstupu schodiště, zde byla změřena největší hodnota momentu při 19 % cyklu kroku zdravým a při 32 % cyklu kroku OKK skupině. Flexe dosáhla 54° a 57° u zdravé, resp. OKK skupiny [8].



Obr. 34 Průběhy ML momentu během přímé chůze, výstupu a sestupu schodiště. Toe-off okamžik nastal při 66 % cyklu. Tmavší čára zobrazuje OKK skupinu, stínovaná oblast představuje zdravou skupinu a směrodatnou odchylku [8].

Srovnání ostatních momentů mezi zdravou skupinou a skupinou s OKK je v tab. 3. PA moment abdukce byl změřen výrazně větší skupině s osteoartrózou kloubu. Když v kolenu tento moment u nemocné skupiny působil, kloub měl o něco větší extenzi. DP moment nevykázal žádné významné odchylky mezi skupinami [8, 12].

Tab. 3 Maximální hodnoty PA a DP momentů během přímé chůze, sestupu a výstupu schodiště. U jednotlivých hodnot je také napsáno, kdy nastaly (při jaké flexi kloubu a v jakém procentuálním průběhu cyklu kroku) [8].

Veličina		Přímá chůze		Výstup schodiště		Sestup schodiště	
		OKK skupina	Zdravá skupina	OKK skupina	Zdravá skupina	OKK skupina	Zdravá skupina
PA moment abdukce	Maximum (Nm/bw·ht)	2,23	2,60	1,52	1,53	2,50	3,08
	Flexe (°)	9	11	33	33	35	41
	Cyklus (%)	43	46	41	41	52	48
PA moment abdukce	Maximum (Nm/bw·ht)	0,39	0,36	1,03	0,93	1,69	0,75
	Flexe (°)	32	35	39	49	45	54
	Cyklus (%)	45	49	61	55	50	56
DP moment vnější rotace	Maximum (Nm/bw·ht)	0,59	0,70	0,87	0,60	2,24	2,27
	Flexe (°)	13	16	33	29	36	44
	Cyklus (%)	32	32	41	48	44	51
DP moment vnitřní rotace	Maximum (Nm/bw·ht)	1,39	1,60	1,94	2,36	0,90	0,46
	Flexe (°)	5	4	27	33	22	22
	Cyklus (%)	66	68	35	31	31	24

2.5.3 Změny v raném a pokročilém stádiu (stupni) osteoartrózy

2.5.3

Závislost rozsahu OKK a kinematiky a dynamiky chůze zkoumala studie od I. A. C. Baert et al. Brala v potaz tři skupiny: první skupina zdravých jedinců, druhá skupina s raným stádiem OKK a třetí s pokročilým stádiem OKK. Mezi těmito skupinami nebyl zjištěn žádný rozdíl v rychlosti chůze, v délce kroku, ani v načasování švihové a stojné fáze [14].

Z hlediska kinematiky nebyly pozorovány žádné významné rozdíly mezi první a druhou skupinou. Naopak statisticky významné rozdíly byly viděny mezi druhou a třetí skupinou stejně jako mezi první a třetí skupinou. Jedinci s raným stádiem OKK dosáhli menší abdukce kolenního kloubu během stojné fáze a většího maxima extenze kloubu v závěru stojné fáze než skupina s pokročilou OKK. Třetí skupina měla výrazně větší addukci kloubu během stojné fáze a menší maximum extenze kloubu v závěru stojné fáze než zdravá skupina [14].

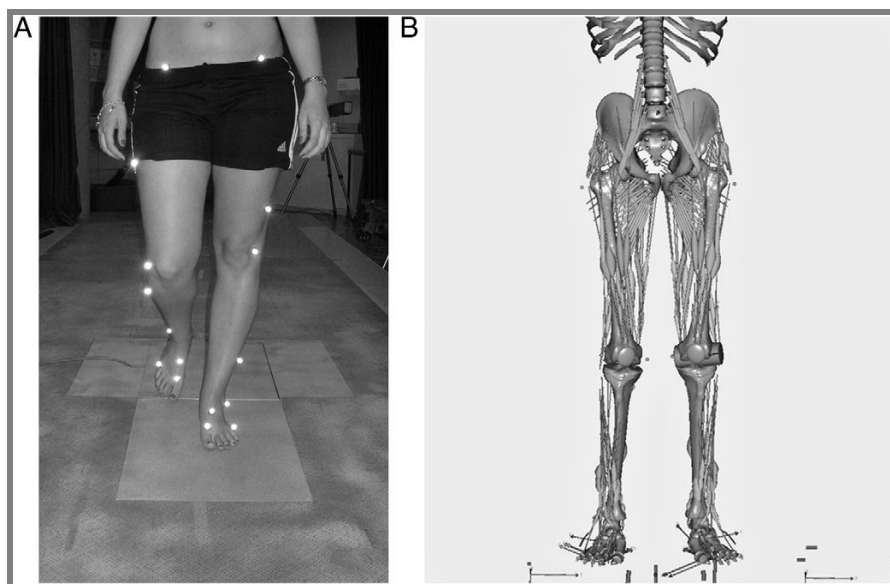
Dynamika kolenního kloubu vyšla rozdílná mezi skupinou s raným a pokročilým stádiem OKK a také mezi skupinou s pokročilým stádiem a skupinou zdravých jedinců. V závěru stejné fáze kroku měla druhá skupina výrazně větší vrchol ML momentu extenze než třetí skupina. Další rozdíl mezi těmito skupinami vykázal první vrchol křivky PA momentu addukce, který byl pozorován menší u skupiny s raným stádiem OKK. ML moment extenze byl výrazně větší u první skupiny než u třetí [14].

Z výsledků studie plyne, že pacienti s počátečním stádiem OKK nezměnili svůj styl chůze, ani se u nich neprojevovalo zvýšení v zatížení kloubu [14].

2.6 Asymetrie zatížení končetin

Při porovnání patologické a kontralaterální¹ končetiny byla zjištěna asymetrie sil působících v kloubu. Tento rozdíl v zatížení v obou kloubech vzniká kvůli odlehčení kloubu s osteoartrózou, tedy pro zmenšení zatížení v kloubu a snížení pocíťované bolesti. Tím pádem nastává zvýšené zatěžování kontralaterální končetiny [1, 8, 12].

Studie od P. Worsley et al. zkoumala 20 zdravých jedinců a 34 pacientů s osteoartrózou kolenního kloubu. Zatížení kloubu druhé skupiny bylo měřeno přibližně měsíc před jejich operací, a podruhé pak 6 měsíců po zákroku. Měření bylo zajištěno pomocí dvou silových podložek a motion capture systému. Na obr. 35 je vidět průběh měření s reflexními značkami na těle zkoumaného a použitý muskuloskeletární model². Účastníci provedli aktivitu vstávání ze židle a chůzi svým vlastním tempem. Koleno bylo zjednodušeno na kloub ve formě pantu [1].



Obr. 35 A) Zobrazení motion capture procesu chůze účastníka, který má na anatomických orientačních bodech připevněno 24 reflexních značek. B) Muskuloskeletární model se 16 stupni volnosti a více než 300 svaly, který byl normalizován na každého účastníka [1].

¹ Ležící na druhé straně, ta druhá končetina [7].

² Svalověkosterní model [1].

Tato studie zjistila, že pacientům, u kterých je plánována náhrada kolenního kloubu, se výrazně zvyšovaly síly a momenty působící v kontralaterálním kloubu při aktivitách vstávání ze sedu a chůzi. Po TEKK bylo při vstávání ze sedu zjištěno pokračující zvyšování zatížení ve zdravém kloubu [1, 12].

Během přímé chůze je kontralaterální koleno více dynamicky zatěžováno, což platí jak u pacientů před operací, tak pro pacienty po výměně kloubu¹. Při porovnání velikostí pouze PA síly, PA a ML momentů během této aktivity nebyl vidět u pacientů před operací žádný rozdíl mezi oběma končetinami. Po zákroku vzrostl PA moment v kontralaterální končetině, což dokládá tab. 4 a tab. 5. Tato asymetrie u TEKK pacientů s postupem času klesá. Po TEKK byla během chůze největší asymetrie v PA momentu. Když se porovná kloub před a po operaci, tak je vidět výrazná změna velikosti právě tohoto momentu u patologické končetiny. Silové zatížení kolenního kloubu po operaci zůstalo totožné [1].

Tab. 4 Velikosti PA síly a ML a PA momentů pro zdravé jedince, pro ty před operací a pro ty s TEKK. Tabulka zobrazuje hodnoty během přímé chůze, první velikost představuje dominantní či kontralaterální končetinu, druhá tu nedominantní či nemocnou či operovanou [1].

Veličina	Zdravá skupina	Skupina před operací	Skupina po operaci
Maximum PA síly (N/bw)	0,6/0,6	0,7/0,6	0,7/0,6
Maximum ML momentu flexe (Nm/bw)	2,6/2,5	2,2/2,1	2,1/2,1
Maximum PA momentu addukce (Nm/bw)	1,8/1,9	2,6/2,9	2,9/2,1

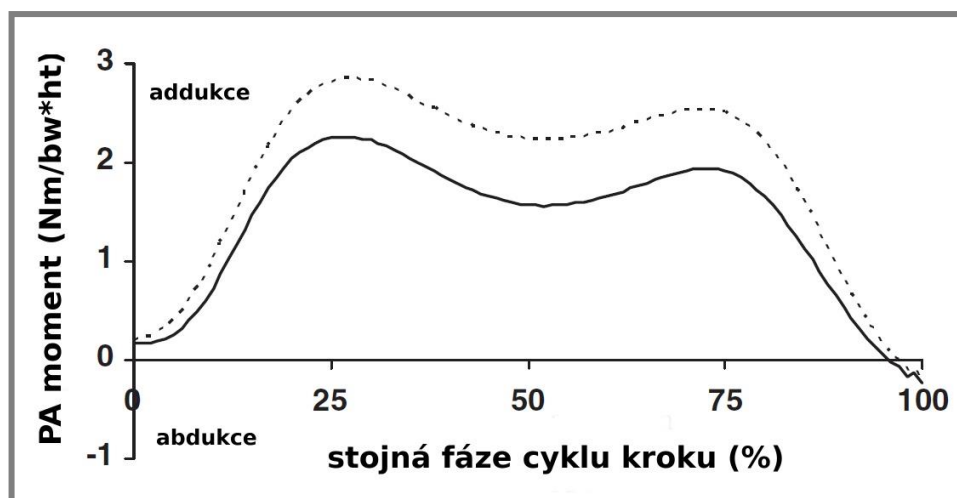
Tab. 5 Velikosti PA síly a ML a PA momentů pro zdravé jedince, pro ty před operací a pro ty s TEKK. Tabulka zobrazuje hodnoty během vstávání ze židle, první velikost představuje dominantní či kontralaterální končetinu, druhá tu nedominantní či nemocnou či operovanou [1].

Veličina	Zdravá skupina	Skupina před operací	Skupina po operaci
Maximum PA síly (N/bw)	1,5/1,6	1,6/1,3	1,4/1,2
Maximum ML momentu flexe (Nm/bw)	3,2/3,5	3,2/2,5	2,4/2,1
Maximum PA momentu addukce (Nm/bw)	3,5/3,1	3,5/2,7	3,6/3,1

¹ Navzdory zlepšení funkce kloubu a snížení pociťované bolesti [1].

V kontralaterálním kloubu při aktivitě vstávání ze židle u pacientů před operací byla pozorována významně vyšší PA síla i oba zkoumané momenty. Porovnáním hodnot zatížení u zdravých jedinců s těmi před operací jsou tyto asymetrie vyšší, především u PA momentu. Velikosti zatížení u pacientů s TEKK při vstávání ze sedu zůstaly vyšší v kontralaterálním kloubu než v kloubní náhradě. Během této aktivity nebyly pozorovány žádné statisticky významné změny mezi hodnotami obou skupin pacientů [1].

Výsledky ze studie od M. A. Hunta et al. naopak ukázaly rozdíl v PA momentu mezi nemocným a kontralaterálním kolenním kloubem během chůze. Oba průběhy momentu během stejné fáze značně varíují (obr. 36). Křivky mají ve svém průběhu dva vrcholy. U končetiny s OKK mělo maximum PA momentu 2,96 Nm/bw·ht a maximum kontralaterálního kolena bylo 2,46 Nm/bw·ht [12].



Obr. 36 Průběh PA momentu pro končetinu s OKK (přerušovaná čára) a kontralaterální koleno (plná čára) během stejné fáze při chůzi. Velikost je normalizována jak na hmotnost, tak i na tělesnou výšku [12].

3. DISKUZE

Nejvíce studií týkajících se kinematiky a dynamiky kolenního kloubu je spojeno s chůzí. Bylo obtížné dohledat ucelenější přehled rozsahů pohybu a zatížení kloubu při běhu, jelikož tyto studie se povětšinou zaměřují jen na konkrétní aspekty. Existuje velké množství studií zabývajících se TEKK, avšak pouze část z nich zahrnovala také zdravou skupinu jedinců. To je důležité pro přímé porovnání, protože jsou pro obě skupiny nastaveny totožné podmínky. Studií porovnávajících OKK a zdravé koleno je rovněž velké množství. Z podstaty změn v kloubu, ať už v případě nemoci či kolenní náhrady, tyto studie nezkoumají aktivitu běhu [3, 5, 8, 16].

Z hlediska kinematiky kloubu se koleno během chůze dostává průměrně až do flexe 60° , a to při švihové fázi. Během kroku kolenní kloub vykazuje spíše externí rotaci. Nejvyšší úhlová rychlost nastává při švihů a extenzi končetiny, velikost přesahuje $350^\circ/\text{s}$. Největší flexe byla pozorována u aktivity vstávání ze židle a posazení s hodnotou blízkou 100° . Podobně velké úhly jsou zapotřebí v případě sestupu a výstupu schodiště. Jedinci s menší výškou potřebují pro zdolání schodů větší flexi kloubu a maximální flexe roste s rostoucí strmostí schodiště. Studie se rozcházejí ve zjištění, jestli nastává větší rozsah pohybu kloubu při výstupu či sestupu schodů. Kolenní kloub je při pohybu po schodech oproti chůzi a běhu po většinu času z cyklu kroku v addukci. Při běhu je flexe kloubu oproti přímé chůzi poloviční [3, 4, 5, 6, 9, 15].

Co se týče dynamiky, tak během chůze dosáhla největší velikosti PA síla, stejně tak největší moment působil v PA ose. Při aktivitě vstávání ze sedu měla PA síla větší hodnotu než při chůzi a kroku ze schodu dolů. Měřené momenty měly při těchto aktivitách velkou směrodatnou odchylku. Pro zdolání schodiště je třeba až třikrát větší ML moment než při chůzi. Studie zahrnující kontaktní kolenní síly dosahují přesnějších výsledků. V tomto případě se berou v úvahu i svalové kontrakce a síly z kontaktního působení kost na kost. V porovnání s čistými silami jsou kontaktní kolenní síly větší. S rostoucí rychlostí běhu roste také velikost ML momentu [3, 4, 6, 11].

Pro případ TEKK vyšly menší rozsahy pohybů kolenního kloubu pro všechny aktivity. Pro zdravé jedince byly většinou úhlové rychlosti větší. Stejně tak se zmenšilo celkové zatížení TEKK. Z těchto poznatků plyne, že i přes nepociťovanou bolest se již endoprotéza nevyrovná původním hodnotám zdravého kloubu [5, 16, 17].

Byla nalezena korelace mezi postupem OKK a velikostí PA momentu, kdy u nemocných tento moment výrazně vzrůstá. Pacienti s osteoartrózou měly menší rozsahy pohybů a menší celkové zatížení kloubu. Příčinou je snaha snížit pocíťovanou bolest a také ztuhlost kloubu. Bylo zjištěno, že kinematika a dynamika jedinců s ranou fází OKK se neliší od zdravých lidí, zatímco u pokročilého stádia nemoci jsou již rozdíly významné [1, 8, 12, 13, 14].

Existuje asymetrie v zatížení mezi nemocným kloubem, případně kloubní náhradou a kontralaterálním kloubem. Před i po operaci kolene je pozorované zvýšené zatížení v kontralaterální končetině. Díky tomuto faktu podstoupí časem velká řada pacientů operaci a výměnu i druhého kloubu [1, 8, 12].

Během let bylo vyvinuto velké množství metod pro vyhodnocení kinematiky a dynamiky kolenního kloubu. Zjišťování dat pomocí motion capture techniky vykazuje významné chyby, a to především ve spojitosti s měkkými tkáněmi. Dalším faktorem způsobující chybu je různé rozmístění reflexních bodů na dolní končetině, které je nutné pro snímání pohybu. Starší studie spoléhaly pouze na inverzní dyna-

miku, která nebere v úvahu svalové síly. Výzkumy ale ukazují, že zapojení svalů a měkkých tkání má významný podíl na působících silách a momentech v koleni. Pro redukci těchto nepřesností a validaci dat se vyvíjí optimalizační techniky, což vede k přesnějšímu měření a možnosti využít data pro klinické účely. Stejně tak převod těchto motion capture dat do muskuloskeletárního systému je citlivý na chyby. Ukazuje se, že dřívější muskuloskeletární modely pro inverzní dynamiku mohli nadhodnocovat velikost zatížení v kloubu. Tyto modely pracují se souborem vstupních předpokladů a berou v úvahu vždy jen jeden aktivní sval. Měření dynamiky pomocí silové podložky vykazuje relativně přesné výsledky při pomalé chůzi, se zvětšující se rychlostí roste chybovost [1, 3, 4, 6, 10, 11].

Na výsledky měření má vliv velké množství faktorů, jako například individuální délka kroku a pohybové návyky jednotlivců. Rozdíly v datech způsobuje pohyb horní poloviny těla, především trupu. Různé rychlosti pohybu také mění kinematiku a dynamiku. Míra opotřebení kloubní náhrady může ovlivnit výsledné zatížení kloubu, stejně tak možné jizvy na měkkých tkáních způsobené operací. Střed kloubu bývá také často pouze odhadován, což ovlivní velikost ramen pro výpočet momentů. Rozdíly napříč studiemi jsou způsobeny různými vnějšími podmínkami během výkonu pohybových aktivit, jako výška schodů či židle [3, 4, 5, 6, 8, 13, 16].

Proto se studie snaží pro větší přesnost normalizovat výsledky, což dává možnost data generalizovat. Většina studií přepočítává výsledné zatížení působící v kolenním kloubu na hmotnost jednatelce, některé dokonce data normalizují s hmotností i na výšku jedince a tím zmenšují vzájemné rozdíly. Při měření pohybových dat a simulaci muskuloskeletárního modelu v počítači některé studie přizpůsobovaly tento model reálnému držení těla jednotlivců [1, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 11, 13, 17].

Pro přesnější popis kinematiky a dynamiky kolenního kloubu jsou potřeba další studie. Je třeba zkoumat velký vzorek lidí, aby mohly být eliminovány chybové faktory popsané výše. Studium různých subpopulací, čili skupin lidí se společnou určitou charakteristikou, je možné omezit variabilitu ve výsledcích. Osteoartrózu způsobuje velké množství faktorů, proto je nutné zkoumat tyto vlivy zvlášť a určit vztahy mezi jednotlivými faktory. Kinematiku a dynamiku kolenního kloubu je nutno sledovat v závislosti na ostatních kloubech dolní končetiny, jelikož existují mezi klouby vzájemné vztahy [1, 3, 4, 8, 13].

4. ZÁVĚR

Tato bakalářská práce popisuje kolenní kloub z mechanického hlediska. Shrnuje dosavadní znalosti o kinematice a dynamice kloubu.

Na začátku práce jsou vymezeny základní pojmy nutné pro orientaci v souřadném systému lidského těla. Následuje definice všech možných pohybů kolenního kloubu a rozbor kinematiky kloubu při běžných aktivitách všedního dne, jako chůze, zdolávání schodiště, vstávání ze sedu a běh. V další podkapitole jsou formulovány jednotlivé síly a momenty působící v kolenním kloubu. Je zde popsáno zatížení kloubu, čili jeho dynamika, při stejných pohybových aktivitách jako výše. Osteoartrózou a následnou endoprotézou kloubu se zabývá další část práce, dále jsou uvedeny rozdíly v kinematice a dynamice kloubu mezi zdravými jedinci a těmi s náhradou kolenního kloubu. Nad rámec zadání pak práce pokračuje výpisem změn pohybu a zatížení kloubu při osteoartróze. Z dynamického zatížení kolene se dá totiž rozpoznat nemocné koleno a nutnost pro chirurgický zákrok. Poslední podkapitola se věnuje asymetrii zatížení mezi zdravým kloubem a kloubem s osteoartrózou, případně náhradou kloubu, což je důležité kvůli zvyšujícímu se riziku osteoartrózy ve zdravém kloubu.

5. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] WORSLEY, Peter, Maria STOKES, David BARRETT a Mark TAYLOR. Joint loading asymmetries in knee replacement patients observed both pre- and six months post-operation. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, **28**(8), 892-897 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.014. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003313001836>
- [2] KOYAMA, Yumiko, Hiroshige TATEUCHI, Riho NISHIMURA, Xiang JI, Hiroki UMEGAKI, Masashi KOBAYASHI a Noriaki ICHIHASHI. Relationships between performance and kinematic/kinetic variables of stair descent in patients with medial knee osteoarthritis: An evaluation of dynamic stability using an extrapolated center of mass. *Clinical Biomechanics* [online]. 2015, **30**(10), 1066-1070 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.09.005. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003315002466>
- [3] WORSLEY, Peter, Maria STOKES a Mark TAYLOR. Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people. *Gait* [online]. 2011, **33**(2), 268-273 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.11.018. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210004066>
- [4] PROTOPAPADAKI, Anastasia, Wendy I. DRECHSLER, Mary C. CRAMP, Fiona J. COUTTS a Oona M. SCOTT. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics* [online]. 2007, **22**(2), 203-210 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.010. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003306001859>
- [5] JEVSEVAR, David, Patrick RILEY, W HODGE, David KREBS a Mary RODGERS. Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects--Comment/reply. *Physical Therapy* [online]. Washington: AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, 1993, **73**(4), 229-39; discussion 240-2 [cit. 2016-05-20]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/73/4/229>
- [6] COSTIGAN, Patrick A, Kevin J DELUZIO a Urs P WYSS. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait* [online]. 2002, **16**(1), 31-37 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00201-6. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636201002016>
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustrace Milan Med. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.*
- [8] KAUFMAN, Kenton R, Christine HUGHES, Bernard F MORREY, Michael MORREY a Kai-Nan AN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* [online]. 2001, **34**(7), 907-915 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00036-7. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001000367>

- [9] HUTCHISON, Laura, Rolf SCHARFBILLIG, Hayley UDEN a Chris BISHOP. The effect of footwear and foot orthoses on transverse plane knee motion during running – A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2015, **18**(6), 748-752 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.jsams.2014.11.007. ISSN 14402440. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440244014002151>
- [10] SAKAGUCHI, Masanori, Norifumi SHIMIZU, Toshimasa YANAI, Darren J. STEFANYSHYN a Yasuo KAWAKAMI. Hip rotation angle is associated with frontal plane knee joint mechanics during running. *Gait* [online]. 2015, **41**(2), 557-561 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.014. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636214007978>
- [11] PETERSEN, Jesper, Rasmus O. NIELSEN, Sten RASMUSSEN a Henrik SØRENSEN. Comparisons of increases in knee and ankle joint moments following an increase in running speed from 8 to 12 to 16km·h⁻¹. *Clinical Biomechanics* [online]. 2014, **29**(9), 959-964 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.09.003. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003314002150>
- [12] HUNT, Michael A., Trevor B. BIRMINGHAM, J. Robert GIFFIN a Thomas R. JENKYN. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, **39**(12), 2213-2220 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005003192>
- [13] HICKS-LITTLE, CHARLIE A., RICHARD D. PEINDL, TRICIA J. HUBBARD, BRIAN P. SCANNELL, BRYAN D. SPRINGER, SUSAN M. ODUM, THOMAS K. FEHRING a MITCHELL L. CORDOVA. Lower Extremity Joint Kinematics during Stair Climbing in Knee Osteoarthritis. *Medicine* [online]. 2011, **43**(3), 516-524 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181f257be. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [14] BAERT, Isabel A.C., Ilse JONKERS, Filip STAES, Frank P. LUYTEN, Steven TRUIJEN a Sabine M.P. VERSCHUEREN. Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, **28**(1), 40-47 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.10.007. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003312002343>
- [15] ZHANG, Yu, Zilong YAO, Shaobai WANG, Wenhan HUANG, Limin MA, Huayang HUANG a Hong XIA. Motion analysis of Chinese normal knees during gait based on a novel portable system. *Gait* [online]. 2015, **41**(3), 763-768 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.01.020. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215000235>
- [16] MCCLELLAND, Jodie A., Kate E. WEBSTER, Julian A. FELLER a Hylton B. MENZ. Knee kinetics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. *Gait* [online]. 2010, **32**(2), 205-210 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.04.009. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210001153>

- [17] ALNAHDI, Ali H., Joseph A. ZENI a Lynn SNYDER-MACKLER. Gait after unilateral total knee arthroplasty: Frontal plane analysis. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2011, **29**(5), 647-652 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1002/jor.21323. ISSN 07360266. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.21323>
- [18] Orientace na lidském těle. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Orientace_na_lidsk%C3%A9m_t%C4%9Ble
- [19] Kinesiology of Walking. *Clinical Gate* [online]. 2015 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://clinicalgate.com/kinesiology-of-walking/>
- [20] The Lower Limb. *Pocket Dentistry* [online]. 2015 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/10-the-lower-limb/>
- [21] Three Dimensional Knee Joint Kinetics During A Golf Swing. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://ajs.sagepub.com/content/26/2/285/F1.large.jpg>
- [22] The Knee Complex. *School and Graduate Institute of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University* [online]. c2004 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Kinesiology/KINlower/Knee.htm>
- [23] Osteoartróza. *Bolí mě kolena* [online]. c2013 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://bolimekolena.cz/osteoartroza>
- [24] Knee replacement. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Knee_replacement
- [25] Study reveals simultaneous bilateral total knee arthroplasty has increased risk of complications. *Reinisch Wilson Weier* [online]. c2016 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://rwwcomplaw.com/study-reveals-simultaneous-bilateral-total-knee-arthroplasty-has-increased-risk-of-complications/>

6. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

6

<i>DP</i>	-Distální-proximální
<i>PA</i>	-Posteriorní-anteriorní
<i>ML</i>	-Mediální-laterální
<i>N/bw</i>	-Newton/body weight
<i>Nm/bw</i>	-Newton·metr/bw
<i>PFT síla</i>	-Patelo-femolární tlaková síla
<i>OKK</i>	-Osteoartróza kolenního kloubu
<i>TEKK</i>	-Totální endoprotéza kolenního kloubu
<i>Nm/bw·ht</i>	-Newton·metr/body weight·height
<i>BMI</i>	-Body Mass Index

7. SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 Roviny lidského těla [18].	14
Obr. 2 Základní směry vzhledem ke kolennímu kloubu [15].	15
Obr. 3 Cyklus kroku neboli dvojkrok se skládá ze dvou základních fází, stojné a švihové fáze [19].	15
Obr. 4 Pohyby kolenního kloubu. [20].	16
Obr. 5 Průběh měření kinematiky kolenního kloubu při chůzi na běžeckém pásu. A) laboratoř s kamerami a pásem, b) optické značky umístěné na anatomických orientačních bodech dolní končetiny [15].	17
Obr. 6 Velikosti rotací a translací ve třech základních směrech kolenního kloubu. Osa x představuje procentuální průběh cyklu kroku přímé chůze. Plnou čarou jsou znázorněny střední hodnoty, směrodatná odchylka je čárkovaně [15].	17
Obr. 7 Kinematika a) vstávání ze sedu, b) posazení a c) kroku ze schodu dolů. Osa x představuje procentuální průběh dané činnosti, osa y pak úhel flexe ve stupních. Plná čára značí průměrné hodnoty, čárkovaná jejich rozptyl napříč jedinci [3].	18
Obr. 8 Ukázka průběhu měření kinematických veličin kolenního kloubu při pohybu po schodišti. Na fotografii jsou patrné jednak značky připevněné na anatomických bodech účastníka a také kamery snímající pohybovou aktivitu [13].	19
Obr. 9 Průběh flexe a extenze v sagitální rovině těla při výstupu a sestupu schodiště. Procentuální dobu cyklu kroku znázorňuje osa x, úhel kolene lze odečíst z osy y. Šedé oblasti v okolí křivek znázorňují rozptyly v datech mezi jedinci [4].	20
Obr. 10 Kolenní úhly při výstupu schodiště v průběhu cyklu kroku v procentech. Kladné úhly mají směr podle popisu grafu. Plná čára znázorňuje střední hodnotu a přerušovaná čára rozptyl dat mezi jednotlivci [6].	21
Obr. 11 Velikost rotace kolenního kloubu. Osa x představuje procentuální průběh stojné fáze končetiny. Kladné hodnoty značí vnitřní rotaci, záporné pak externí rotaci kloubu [9].	22
Obr. 12 Průběh kolenní addukce (kladné hodnoty) a abdukce (záporné hodnoty) kolenního kloubu během stojné fáze běhu. Plnou čarou je znázorněna střední velikost úhlu, čárkovaná čára představuje směrodatnou odchylku [10].	22
Obr. 13 Směry sil a momentů působících v kolenním kloubu. [21].	23
Obr. 14 Normalizované průběhy a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů během cyklu kroku, kde střední hodnota velikosti je plnou čarou, čárkovaně je pak odchylka dat. Kladné a záporné hodnoty znázorňují směr sil. Šipka ukazuje toe-off okamžik [3].	24
Obr. 15 Normalizované průběhy a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů během aktivity vstávání ze sedu. Střední hodnota velikosti je plnou čarou, čárkovaně je odchylka mezi jedinci [3].	25

Obr. 16 Průběh a) DP, PA a ML sil, b) PA, DP a ML momentů při kroku ze schodu dolů. Osa x ukazuje procentuální část průběhu aktivity. Střední hodnota velikosti sil a momentů je plnou čarou, směrodatná odchylka je čárkovaně [3].	26
Obr. 17 Průměrné momenty flexe a extenze pro výstup a sestup schodů v závislosti na době trvání cyklu. Plná a čárkovaná čára znázorňuje střední hodnoty, šedé oblasti ukazují směrodatnou odchylku mezi jednotlivci [4].	27
Obr. 18 Patelo-femorální tlaková síla [22].	28
Obr. 19 Srovnání průběhů čisté a kontaktní PA, ML (LM) a DP síly. Osa x představuje procentuální průběh aktivity. Plná čára značí průměrné hodnoty, čárkovaná jejich rozptyl napříč jedinci. [6].	29
Obr. 20 Velikost PFT síly v závislosti na procentuálním průběhu při stoupání do schodů. Střední hodnota je zobrazena plnou čarou, směrodatné odchylky jsou čárkovaně [6].	29
Obr. 21 Průběh PA momentu kolenního kloubu během stojné fáze běhu. Plná čára zobrazuje střední velikost, čárkovaná čára představuje směrodatnou odchylku [10].	31
Obr. 22 Průběh ML momentu celého kroku běhu při různých rychlostech běhu. Vertikální čáry znázorňují stojnou fázi končetiny, první ukazuje, kdy nastal úder paty, druhá pak kdy nastal toe-off okamžik [11].	31
Obr. 23 Stupně OKK [23].	32
Obr. 24 Rentgenové snímky totální kolenní endoprotézy. Vlevo je vyfotografována ze směru anterior-posterior, vpravo je zachycena laterálně [24].	32
Obr. 25 Nákras totální endoprotézy kolenního kloubu [25].	33
Obr. 26 Jedinec s TEKK stojící na pravé končetině, která je nakreslena plnou čarou. Na levé části obrázku je trup jedince více předešnutý anteriorně, což posouvá těžiště těla dopředu. Tím pádem v kolenním kloubu stojné nohy není potřeba tak velký moment extenze. Trup na pravé části obrázku je téměř vertikálně, těžiště je umístěno více posteriorně. Vzpřímenější postoj má za následek potřebu většího momentu extenze [5].	34
Obr. 27 Rozsah pohybu kolenního kloubu mezi skupinou zdravým jedinců a TEKK skupinou pro chůzi, vstávání ze židle a zdolávání schodiště. Osa y představuje úhlový rozsah exkurze kolene ve stupních. Čára nad danou velikostí představuje směrodatnou odchylku dat [5].	35
Obr. 28 Průběhy velikostí úhlových rychlostí během a) švihové fáze extenze, b) švihové fáze flexe a c) stojné fáze končetiny při různých aktivitách. Černý sloupec představuje zdravou testovanou skupinu, bílý pak TEKK skupinu. Rozptyl hodnot je znázorněn pomocí čáry nad každým sloupcem [5].	36
Obr. 29 Velikosti ML momentů pro zdravou skupinu a TEKK skupinu pro chůzi, vstávání ze židle a zdolávání schodiště. Osa y představuje hodnotu ML momentu v kolenním kloubu. Čára nad danou velikostí představuje směrodatnou odchylku [5].	37
Obr. 30 Průběhy a) ML momentů, b) PA momentů během stojné fáze chůze při běžném a zrychleném tempu chůze [16].	38

- Obr. 31** Úhlová kolenní flexe během přímé chůze, výstupu a sestupu schodiště. Toe-off okamžik nastal při 66 % cyklu. Tmavší čára zobrazuje OKK skupinu, stínovaná oblast představuje zdravou skupinu a směrodatnou odchylku [8]. 40
- Obr. 32** Maxima flexe kolenního kloubu pro OKK skupinu a zdravou skupinu [8]. 40
- Obr. 33** Maxima ML momentu v kolenního kloubu pro OKK skupinu a zdravou skupinu [8]. 41
- Obr. 34** Průběhy ML momentu během přímé chůze, výstupu a sestupu schodiště. Toe-off okamžik nastal při 66 % cyklu. Tmavší čára zobrazuje OKK skupinu, stínovaná oblast představuje zdravou skupinu a směrodatnou odchylku [8]. 42
- Obr. 35** A) Zobrazení motion capture procesu chůze účastníka, který má na anatomických orientačních bodech připevněno 24 reflexních značek. B) Muskuloskeletární model se 16 stupni volnosti a více než 300 svaly, který byl normalizován na každého účastníka [1]. 44
- Obr. 36** Průběh PA momentu pro končetinu s OKK (přerušovaná čára) a kontralaterální koleno (plná čára) během stojné fáze při chůzi. Velikost je normalizována jak na hmotnost, tak i na tělesnou výšku [12]. 46

8. SEZNAM TABULEK**8**

Tab. 1 Úhly kolenního kloubu při běhu během stojné fáze končetiny [9].	21
Tab. 2 Srovnání maximálních velikostí křivek pro aktivity zdolávání schodů a přímou chůzi [6].	30
Tab. 3 Maximální hodnoty PA a DP momentů během přímé chůze, sestupu a výstupu schodiště. U jednotlivých hodnot je také napsáno, kdy nastaly (při jaké flexi kloubu a v jakém procentuálním průběhu cyklu kroku) [8].	43
Tab. 4 Velikosti PA síly a ML a PA momentů pro zdravé jedince, pro ty před operací a pro ty s TEKK. Tabulka zobrazuje hodnoty během přímé chůze, první velikost představuje dominantní či kontralaterální končetinu, druhá tu nedominantní či nemocnou či operovanou [1].	45
Tab. 5 Velikosti PA síly a ML a PA momentů pro zdravé jedince, pro ty před operací a pro ty s TEKK. Tabulka zobrazuje hodnoty během vstávání ze židle, první velikost představuje dominantní či kontralaterální končetinu, druhá tu nedominantní či nemocnou či operovanou [1].	45