

Univerzita Karlova
Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Zuzana Matějovská

Vliv velikosti těla a postury na biomechaniku chůze

Effect of body size and posture on biomechanics of walking

Diplomová práce

Školitel: Mgr. Martin Hora, Ph.D.

Praha, 2021

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, 5. 1. 2021

.....

Bc. Zuzana Matějovská

Poděkování

Ráda bych poděkovala mému školiteli Mgr. Martinu Horovi, Ph.D., za odborné vedení mé diplomové práce, cenné rady a připomínky, smysl pro detail a za věnovaný čas našim konzultacím, neboť významnou měrou svou ochotou a lidským přístupem přispěl ke zpracování této práce. Dále děkuji rodině a přátelům za motivaci a rady během psaní mé práce, probandům za účast při sběru dat a především svému partnerovi za trpělivost a podporu během zpracování této práce.

Abstrakt:

Během lidské chůze vyvažujeme vnitřní svalové síly a vnější síly okolí, zatímco se snažíme minimalizovat fyziologický energetický výdej a mechanické zatížení těla. Biomechaniku chůze můžou ovlivňovat různé faktory, mezi které patří tělesná velikost. U tělesně větších jedinců se zvětšuje reakční síla podložky, proto by měli mít tělesně větší jedinci vyšší momenty sil v kloubech dolní končetiny. Tento vztah však neplatí vždy – předchozí studie naznačují, že větší jedinci využívají moderační mechanismy v podobě posturální adjustace dolní končetiny, díky kterým snižují zatížení kloubů. Cílem diplomové práce bylo zjistit, jaký má vliv velikost těla a postura na biomechaniku chůze v oporové fázi kroku a ověřit přítomnost moderačních mechanismů. Od devatenácti probandů jsme získali kinematická a kinetická data, která byla sbírána během tří druhů chůze, během normální chůze, chůze s extendovanými koleny a přikrčené chůze. Výpočet úhlů a momentů sil v kloubech pravé dolní končetiny jsme provedli pomocí softwaru Visual3D. Nezávislý vliv tělesné hmotnosti, délky dolní končetiny měřené ve Visual3D, délky dolní končetiny měřené antropometricky, bikristální šířky pánve a rychlosti chůze byl testován za pomoci mnohonásobné lineární regrese. Rozdíly maximálních a minimálních hodnot úhlů a momentů sil v kloubech dolní končetiny mezi jednotlivými druhy chůze jsme ověřili pomocí analýzy ANOVA. Velikost těla měla vliv na úhly i momenty sil v kloubech dolní končetiny. Tělesná hmotnost zvětšovala úhel kyčle, zvyšovala moment síly hlezna, kolene a kyčle v časně fázi oporové fáze kroku, snižovala moment síly v kyčli v pozdní fázi oporové fáze. Délka dolní končetiny zmenšovala úhel kolene a kyčle, snižovala moment síly kolene a zvyšovala moment síly hlezna. Větší tělesná velikost nevede nutně ke zvýšení momentů sil v kloubech dolní končetiny. Jedinci větší tělesné velikosti moderují během chůze momenty síly v kloubech změnou postury kolene a kyčle v pozdní oporové fázi kroku.

Klíčová slova: velikost těla, oporová fáze, moment síly, úhel v kloubu, moderační mechanismus

Abstract:

During human walk, we balance internal muscle forces and external forces outside of the body, while trying to minimize physiological energetic expenditure and mechanical loading on the body. The biomechanics of walking can be affected by various factors, including body size. In individuals with greater body size, the ground reaction force increases, so it is expected that joint moment of the lower limb in individuals with greater body size should increase. However, this relationship is not always true – as documented by previous studies, larger individuals use moderating mechanisms in the form of postural adjustment of the lower limb which decreases the load on joints during walking. The aim of this diploma thesis is to investigate the effect of body size and posture on the biomechanics of walking in the stance phase of walking, and to verify the presence of moderating mechanisms. We obtained kinematic and kinetic data from nineteen probands. The data was collected during three types of walking – during normal walking, walking with extended knees and crouched walking. We used Visual3D software to calculate angles in joints and joint moments of the lower limb. The independent effect of body mass, lower limb length measured in Visual3D, lower limb length measured anthropometrically, iliac breadth and velocity were all tested using multiple linear regression. Using ANOVA analysis, we verified the differences between the maximum and minimum value of angles and joint moments in the joints of the lower limb in each type of walking. Body size proved to affect the angles and joint moments in the joints of the lower limb. With greater body mass, there was an increase in the hip angle, the ankle moment, knee moment and hip moment in the early phase of the stance phase; and a decrease in the hip moments in the late stance phase. We detected limb length-related decrease of the knee angle and hip angle, knee moment and increase of the ankle moment. Greater body size does not necessarily increase the joint moments in joints of the lower limb. Individuals with greater body size moderate joint moments in the joints during walking by changing the posture of the knee and hip in the late stance phase of walking.

Key words: body size, stance phase, joint moments, angle in joints, moderating mechanism

Seznam zkratek

3D	trojrozměrný
A-dors	událost pozdní opory krokového cyklu – maximální dorzální flexe hlezna
A-plant	událost časně opory krokového cyklu – maximální plantární flexe hlezna
BMI	index tělesné hmotnosti
c3d	<i>Coordinate 3D</i> , formát exportovaných souborů s pohybovými daty
ECH	chůze s extendovanými koleny
EMG	elektromyografie
GRF	reakční síla podložky (<i>ground reaction force</i>)
H-flex	událost časně opory krokového cyklu – maximální flexe kyčle
H-ext	událost pozdní opory krokového cyklu – maximální extenze kyčle
K-flex	událost časně opory krokového cyklu – maximální flexe kolene
K-ext	událost pozdní opory krokového cyklu – maximální extenze kolene
NCH	normální chůze
PCH	přikrčená chůze
xlsx	list aplikace Microsoft Excel

Obsah

1. Úvod.....	1
1.1. Krokový cyklus	3
1.2. Biomechanika chůze.....	5
1.2.1. Kinematika.....	5
1.2.2. Kinetika.....	7
1.2.3. Průběh oporové fáze.....	10
1.3. Vliv velikosti těla a postury na biomechaniku chůze.....	13
1.4. Další vlivy na biomechaniku chůze.....	18
2. Cíle práce	21
3. Materiál a metody	22
3.1. Soubor	22
3.2. Postup experimentu	22
3.2.1. Antropometrie.....	23
3.2.2. Elektromyografie	24
3.2.3. Umístění markerů.....	24
3.2.4. Druhy chůze	26
3.3. Zaznamenávání experimentu.....	29
3.4. Zpracování a analýza dat	30
3.5. Statistické zpracování.....	31
3.5.1. Visual3D.....	33
4. Výsledky	36
4.1. Vliv postury na momenty síly v kloubech	36
4.2. Vliv velikosti těla na úhly v kloubech.....	39
4.3. Vliv velikosti těla na momenty síly v kloubech.....	41

5. Diskuze	45
5.1. Vliv postury na momenty síly v kloubech	45
5.2. Vliv velikosti těla na úhly v kloubech.....	47
5.3. Vliv velikosti těla na momenty v kloubech	49
5.4. Limity práce a směr dalšího výzkumu.....	53
6. Závěr	55
7. Seznam literatury	57
8. Přílohy.....	66

1. Úvod

Bipední lokomoce je definujícím znakem a výraznou charakteristikou všech homininů, celé naší lidské větve a je hlavním typem pohybu, který slouží anatomicky modernímu člověku pro přemísťování se z místa na místo (Schmitt, 2003; Vaughan, 2003). V evoluci homininů docházelo k postupnému zvýšení tělesné hmotnosti, prodloužení dolní končetiny a k větší extenzi kloubů dolní končetiny při chůzi (Aiello and Wells, 2002; Bramble and Lieberman, 2004; Polk, 2004; Steudel-Numbers and Tilkens, 2004; Steudel-Numbers, 2006). Evoluční změny v tělesné velikosti, a s tím související změny v postuře dolní končetiny, mohly být výsledkem evolučního tlaku na snížení energetických nákladů lokomoce a na zvýšení mechanické efektivity lokomoce (Steudel-Numbers and Tilkens, 2004; Steudel-Numbers, 2006).

Během chůze na tělo působí fyzikální síly, kdy při chůzi vyvažujeme vnitřní svalové a vnější síly okolí, zatímco minimalizujeme fyziologický energetický výdej (Winter, 1987). Svalová a reakční síla v kloubu, spolu s jejich momenty sil, působí na naše klouby, představují pro kloub zatížení a mohou způsobit jejich mechanické poškození (Glitsch and Baumann, 1997; Pedersen et al., 1997; Stürmer et al., 2000; DeVita and Hortobágyi, 2001; Chang et al., 2005). Dlouhodobé zatížení kloubu v průběhu života jedince je pozorovatelné diagnostickými zobrazovacími metodami, či *post mortem* v měkkých tkáních, například v distribuci chrupavky v kloubu (Koo et al., 2011), nebo může vést k přílišnému mechanickému zatížení kloubu ke vzniku osteoartrózy (Stürmer et al., 2000). Mechanickou zátěž lze odhadovat i z kosterních pozůstatků. Dlouhodobé mechanické zatížení a fyzickou námahu za života jedince lze pozorovat z kostí jedince, které se adaptují na zátěž (Hawkey and Merbs, 1995; Ruff et al., 2006). Zatížení na kosti se mohou projevit několika způsoby – ve vnější robusticitě kosti (Pearson, 2000; Ruff et al., 2006), v transverzálním průřezu diafýzy dlouhé kosti (Ruff et al., 2006; Carlson and Judex, 2007), v trabekulární struktuře kosti (Ruff et al., 2006) nebo vytvořením změn v místech svalových začátků i úponů, tzv. entezopatií (Hawkey and Merbs, 1995).

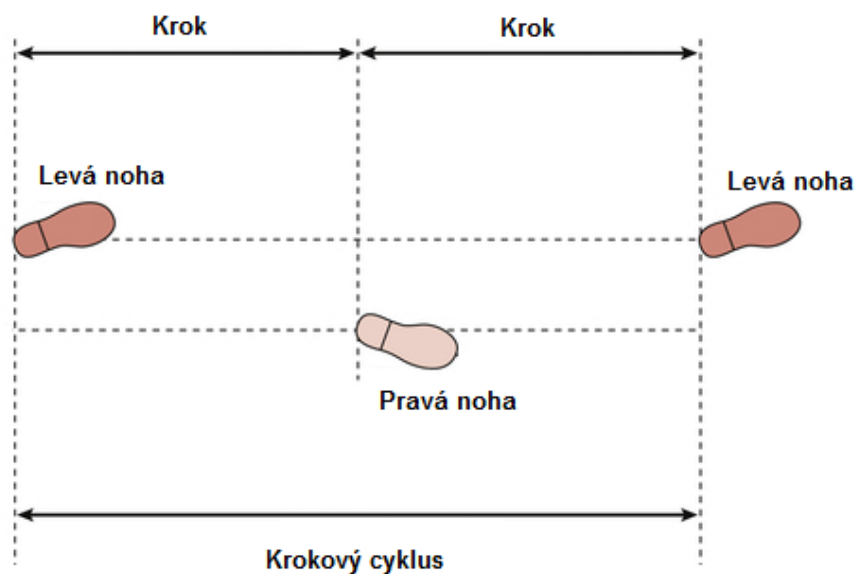
Na biomechaniku chůze mají vliv faktory zevního prostředí, například terén nebo vlastnosti povrchu, a faktory jako je pohlaví, věk, tělesné proporce nebo tělesná velikost (Minetti et al., 2002; Biewener et al., 2004; Pontzer et al., 2009b; Hora et al.,

2012, 2017). Se zvětšující se tělesnou velikostí, jak v rámci evoluce, tak i variability populace, lze očekávat zvýšení momentů sil v kloubech (Biewener, 1989; Witte et al., 1991; Polk, 2004). S narůstajícími momenty sil se zvyšuje svalová aktivita, od které se odvíjí energetická nákladnost lidské chůze i mechanické zatížení kloubů dolní končetiny (Griffin et al., 2003; Pontzer, 2005; Pandy and Andriacchi, 2010). Na základě mezidruhových srovnání (Biewener, 1989) a předchozích studií člověka (Gruss, 2007; Hora et al., 2017) lze předpokládat, že v souvislosti s velikostí těla využívají větší jedinci posturální moderační mechanismy, aby snížili momenty síly v kloubech dolní končetiny a v důsledku snížili i zatížení kloubů. Jelikož se energetické náklady odvíjí od svalové aktivity, která se může adjustací postury snížit, může změna postury dolní končetiny za účelem moderovat momenty síly zároveň snižovat energetické náklady chůze (Biewener et al., 1983; Biewener, 1989).

Naše práce se zaměřuje na vliv velikosti těla na biomechaniku lidské chůze a na přímé měření změn postury dolní končetiny. Budeme sledovat vliv změny postury na momenty síly. Existují hypotézy, že zvýšené momenty síly v kloubech dolní končetiny vlivem větší velikosti těla jedinci moderují posturálními změnami (Gruss, 2007; Hora et al., 2017). Naše výsledky mohou pomoci ověřit přítomnost posturálních moderačních mechanismů a pomoci lepšímu porozumění evoluci chůze člověka. Zjištěné poznatky můžou mít význam ve studiu a rekonstrukci chůze minulých populací člověka, ale i starších homininů.

1.1. Krokový cyklus

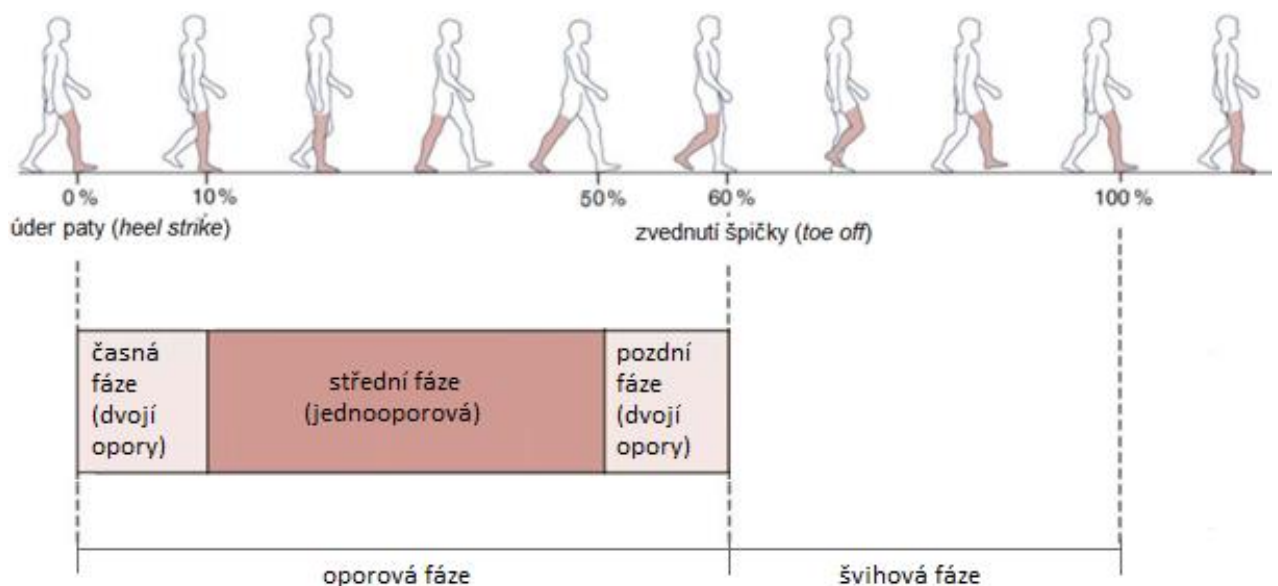
Lidskou chůzi lze charakterizovat jako dopředný pohyb se vzpřímeným tělem po dvou končetinách, kdy při periodickém pohybu dolních končetin vždy alespoň jedna končetina zůstává v kontaktu s podložkou (Kirtley, 2006; Whittle, 2006). Základním prvkem chůze je periodicky se opakující krokový cyklus, jehož výsledný pohyb je otáčivý a cyklický (Kirtley, 2006; Whittle, 2006). Dle Perryho a Burnfielda (2010) je krokový cyklus opakující se sekvencí pohybu dolní končetiny a těla za podmínek zachování stability. Součástí chůze je krok, přičemž celý krokový cyklus (*stride*) tvoří krok (*step*) obou nohou, respektive je tvořen dvěma kroky (Obrázek 1). Krokový cyklus začíná ve chvíli, kdy se pata jedné dolní končetiny dotkne podložky a končí v momentě, kdy pata téže dolní končetiny opět získá kontakt s podložkou (Vaughan et al., 1992; Kirtley, 2006; Perry and Burnfield, 2010). Zatímco krokový cyklus jedné končetiny začíná, protistojná končetina se právě nachází v polovině průběhu svého cyklu. Od počátečního kontaktu dolní končetiny až po druhý kontakt paty s podložkou se měří délka krokového cyklu a doba trvání cyklu (Kirtley, 2006).



Obrázek 1. Rozdíl mezi krokovým cyklem a krokem. Převzato a upraveno podle (Whittle, 2006).

Krokový cyklus (Obrázek 2) je rozdělen na dvě fáze, na fázi stojnou neboli oporovou (*stance phase*) a fázi švihovou (*swing phase*; (Whittle, 2006), kdy jejich vzájemný poměr během krokového cyklu při průměrné rychlosti chůze je přibližně

60 % pro stojnou fázi a 40 % pro švihovou fázi (Kirtley, 2006). Stojná fáze začíná počátečním kontaktem (*initial contact*) s podložkou, také označovaným jako úder paty (*heel strike*). Stojná fáze krokového cyklu se dělí na dvě části. První část je fáze dvojí opory (*double support*), během které jsou v kontaktu s podložkou současně obě dolní končetiny, a nachází se na začátku (*initial double support*) a na konci (*terminal double support*) stojné fáze (Perry and Burnfield, 2010). Fáze dvojí opory zaujímá během krokového cyklu přibližně 20 % z oporové fáze kroku. Druhá část fáze je jednooporová (*single support*), která zaujímá 40 % z oporové fáze krokového cyklu. Doba trvání jednooporové fáze je vhodným indexem pro oporovou kapacitu končetiny, jelikož během tohoto intervalu nese hmotnost celého těla právě tato dolní končetina (Perry and Burnfield, 2010). Během stojné fáze jedné končetiny zároveň probíhá švihová fáze končetiny druhé. Fázi stojnou a fázi švihovou od sebe rozděluje odlepení špičky nohy (*toe-off*) od podložky (Perry and Burnfield, 2010). Procentuální zastoupení jednotlivých fází krokového cyklu se mění v závislosti na rychlosti pohybu. Se zvyšující se rychlostí chůze se zkracuje stojná fáze a zkracuje se i doba fáze dvojí opory (Kirtley, 2006). Ve chvíli, kdy fáze dvojí opory tvoří 0 % z krokového cyklu, chůze přechází v běh (Kirtley, 2006).



Obrázek 2. Fáze krokového cyklu pravé dolní končetiny. Upraveno podle Muscolina (2016).

1.2. Biomechanika chůze

Lidská chůze je komplexní biomechanický proces, dle Cunada (1997) je pro každého jedince zcela unikátní. Biomechanika lidského těla zahrnuje měření a analýzu pohybů, tlaků a sil, které vznikají v lidském těle při pohybu, zabývá se mechanickým pohybem, přemísťováním těles v prostoru a čase a mechanickými interakcemi mezi nimi a vnějším okolím (Kirtley, 2006). V biomechanické analýze sledujeme pohyby tělních segmentů, kterými jsou zejména hlava, trup, paže, předloktí, ruka, stehno, bérec a noha (Kirtley, 2006). Každý segment má své těžiště a parametry, jako je hmotnost a délka (Kirtley, 2006).

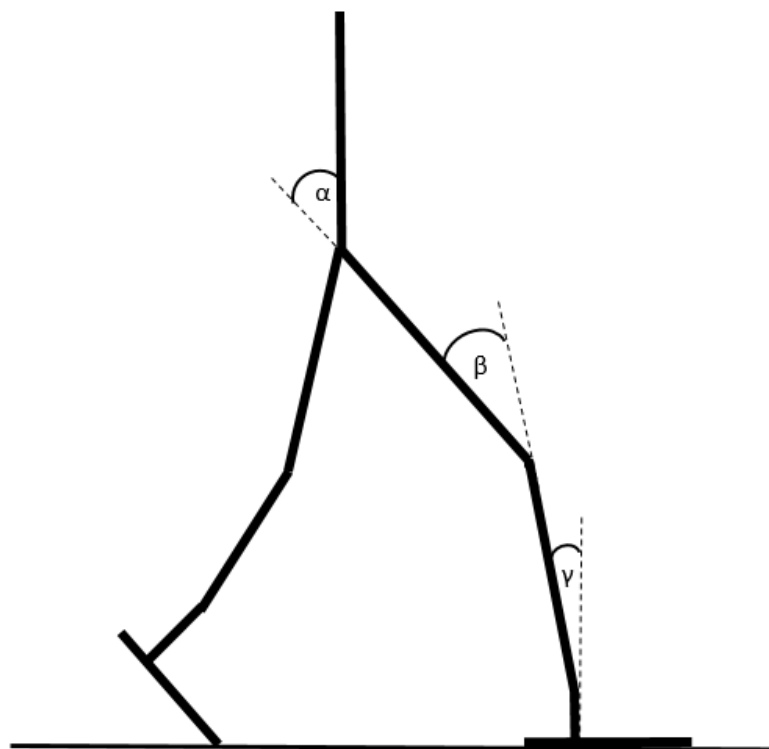
Lidskou chůzi lze analyzovat a popsat pomocí různých metod a nástrojů. Pro analýzu lidské chůze je v současnosti využíván především kamerový systém, který snímá infračervené záření odražené z markerů umístěných na významných anatomických bodech na těle (Andriacchi and Alexander, 2000). Další nedílnou součástí biomechanických studií jsou silové desky. Měření získáváme směr a velikost reakční síly podložky, která odpovídá síle, jakou působí končetina na plošinu (Kirtley, 2006). V rámci analýzy lidského pohybu se můžeme soustředit buď pouze na jednotlivé body těla, nebo na jeho segmenty, nebo může být cílem analýzy i komplexní pohled na pohyby celého těla.

Pomocí dostupných nástrojů můžeme v biomechanické analýze sledovat mnoho kinematických i kinetických parametrů zároveň. Lze analyzovat současně posturu těla či tělních segmentů, jejich rychlost, působení vnějších i vnitřních sil, působení momentů sil, můžeme do nich zakomponovat antropometrická data a následně s výstupními daty pokračovat například v analýze svalové síly, zátěži kloubů, napětí kloubů a kloubních spojení, nebo energetické náročnosti chůze.

1.2.1. Kinematika

Kinematika se zabývá pohybem těles a bodů bez ohledu na silové působení. Při kinematické analýze chůze se zaměřujeme a popisujeme chůzi pomocí úhlů, polohy, rychlosti, rotačního zrychlení (Kirtley, 2006). Sledujeme hodnoty a informace popisující vzájemnou polohu jednotlivých segmentů lidského těla a měříme jejich kinematické veličiny, jako jsou úhly v kloubech nebo rychlost chůze. Na popis kloubů

lze aplikovat trojrozměrnou soustavu, která charakterizuje pohyby konkrétního kloubu kolem tří os (Grood and Suntay, 1983). Středem kloubu prokládáme osy X, Y a Z, čímž vznikají tři základní roviny, které jsou na sebe kolmé. Kinematické hodnoty pro účely biomechanické analýzy nejčastěji uvádíme jako trojrozměrný model pohybu. Pro korektní zobrazení modelu je nutné definovat souřadnicový systém, nejčastěji se používá kartézský (Grood and Suntay, 1983). Hlavním kinematickým parametrem, kterým se budeme dále v práci zabývat, je úhel v kloubu. V této práci se budeme dále zabývat hlezenním, kolenním a kyčelním kloubem, viz Obrázek 3.



Obrázek 3. Měřené úhly v dolní končetině: α , úhel v kyčelním kloubu; β , úhel v kolenním kloubu; γ , úhel v hlezenním kloubu.

Běžně měřené úhly pohybů v kloubech dolních končetiny, v sagitální rovině, jsou znázorněny v Obrázku 3. Za nulovou, neboli neutrální pozici kloubů dolních končetin se standardně užívá neutrální anatomická pozice dolních končetin během klidného nehybného stoje. V anatomickém nehybném postoji mají hlezenní, kolenní a kyčelní kloub 0° úhel, tento postoj je považován za referenční (Perry and Burnfield, 2010). Úhly v kloubech se standardně měří pomocí tělních segmentů a jejich

vzájemného postavení. V hlezenním kloubu se měří úhel pohybujícího se segmentu bérce vzhledem k poloze segmentu nohy v základním anatomickém postavení dolní končetiny (Obrázek 3, úhel γ ; Hora et al., 2017). Úhel v kolenním kloubu se měří jako úhel pohybujícího se segmentu bérce vzhledem k segmentu stehna (Obrázek 3, úhel β). Úhel v kyčelním kloubu se měří jako měnící se poloha segmentu stehna vzhledem k poloze segmentu pánvi (Obrázek 3, úhel α). Kladné hodnoty označujeme jako pohyby flexe kolene a kyčle spolu s dorzální flexí hlezna. Záporné hodnoty nebo hodnoty přibližující se nule označujeme jako pohyby extenze kolene a kyčle spolu s plantární flexí hlezna.

1.2.2. Kinetika

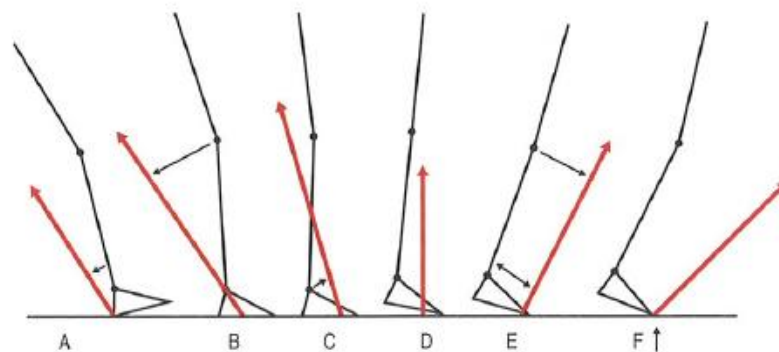
Kinetika zkoumá pohyb těles a bodů jako následek působení sil. Dle Newtonových zákonů je možné vyvolat pohyb jen působením síly. Během lidské chůze působí na tělo vnější i vnitřní síly, které vyvolávají pohyb. Vnitřními silami jsou svalová síla a svalové momenty síly. Vnější síly představují reakční síla podložky (*ground reaction force*, GRF), GRF momenty síly a tíhová síla.

Lidská lokomoce, jak již bylo zmíněno výše, je především vykonávána svaly končetin (Pandy and Andriacchi, 2010). Svaly trupu a horních končetin se na lokomoci podílí nepřímo, k lokomoci přispívají setrvačností bez kontaktu s okolím, udělují akceleraci jednotlivým segmentům těla (Pontzer et al., 2009a). Svalová síla mění vzájemné postavení jednotlivých segmentů mezi sebou (Pandy et al., 2010), dopředný pohyb však vykonávají momenty sil.

Reakční síla podložky (GRF) vzniká jako reakce na tíhu a svalovou sílu působící mezi podložkou a těžištěm těla během oporové fáze kroku nebo během stoje. Síla svalů vyvolává lokomoční pohyb za pomoci reakční síly okolí, respektive podložky. Místo, v němž noha přichází do kontaktu s podložkou a na které působí těžiště těla, se nazývá centrum tlaku. Tím prochází vektor GRF vzhůru. Výsledná velikost síly tohoto tlaku záleží v každém okamžiku času na součtu setrvačnosti a sil gravitace působících na jednotlivé segmenty celého těla (Kirtley, 2006; Whittle, 2006). Zmíněná výsledná síla je vyvážena reakční silou podložky, která je definována vektorem, jehož velikost a sklon se liší v průběhu stejné fáze kroku (Boccardi et al., 1981). Během stejné fáze

kroku vyvíjí noha tlak na podložku. Noha je klíčový segment lidského těla zprostředkávající kontakt se zemí a přenášející při kontaktu s podložkou tíhovou sílu celého těla a je vystavena reakční síle podložky (Boccardi et al., 1981). Podle třetího Newtonova pohybového zákona akce a reakce, kdy na sebe dvě tělesa vzájemně působí stejně velkými silami opačného směru (Hellingman, 1992), musí dolní končetina odolávat reakčním silám podložky a působit tak stejnou svalovou silou opačného směru oproti GRF.

Při klidném stoji je reakční síla podložky konstantní, její velikost se rovná tíhové síle těla, její směr je opačný. Při normální chůzi se velikost reakční síly podložky i směr jejího vektoru během krokového cyklu mění (Obrázek 4; Kirtley, 2006). Průběh velikosti vertikální složky GRF má během stojné fáze dvě maxima, odpovídají začátku a konci jednooporové fáze kroku, mezi těmito maximy velikost GRF klesá. Změnou vektorového směru GRF se bude měnit i délka momentového ramene síly GRF (r , viz dále.).



Obrázek 4. Vektor reakční síly (červeně) během oporové fáze krokového cyklu. Převzato z (Kirtley, 2006). A) dopad paty na podložku (*heel strike*); F) odraz špičky nohy (*toe off*); B-E) střední fáze opory cyklu a vektor reakční síly mění se v čase.

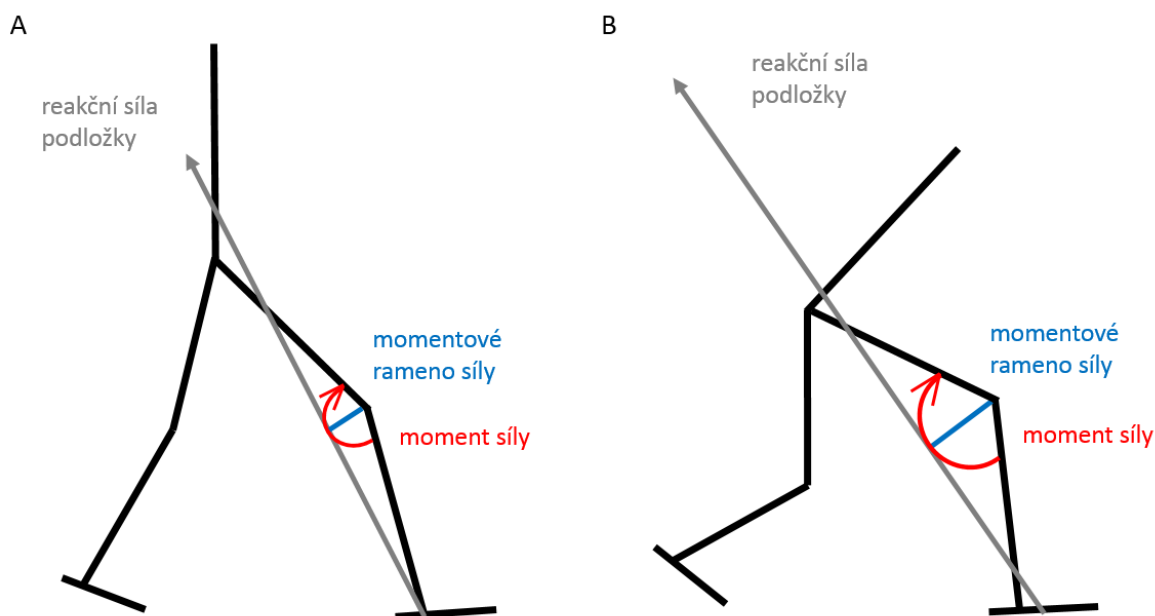
Mění se vektor reakční síly můžeme demonstrovat na Obrázku 4. Po dopadu paty na podložku prochází vektor reakční síly podložky místem dopadu nohy na podložku. Během střední fáze opory krokového cyklu prochází vektor reakční síly podložky před hlezenním kloubem a protíná bérec dolní končetiny, který se pohybuje vpřed. Jakmile se pata začne odlepovat od země, vektor reakční síly začne směřovat před bérec. V době odrazu špičky od podložky směřuje vektor reakční síly od špičky

nohy před nohu i bérec dolní končetiny. Působení a velikosti GRF vyrovnává působení stejně velkých svalových sil. Působení GRF a svalové síly dává vzniknout momentu síly, jehož výsledkem je otáčivý pohyb příslušného kloubu dolní končetiny (Kirtley, 2006).

Moment síly (Obrázek 5) v kloubu je vektorová veličina vyjadřující otáčivý účinek působící síly vůči danému bodu. Moment síly je tvořen aktivitou všech svalů přecházejících přes určitý kloub, ve kterém se podílí na podpoře dolní končetiny během chůze (Winter, 1980). Součin dílčích momentů síly produkovaných každým jednotlivým svalem působí v kloubu jako celkový moment síly (Boccardi et al., 1981). Pokud svaly vytvoří dostatečný moment síly, dojde k pohybu, tedy k otáčení určitého segmentu končetiny kolem kloubu. Systém kostí, kloubů a svalů funguje jako pákový mechanismus, kdy osa otáčení prochází kloubem a kosti působí jako konzole, na které působí svalové síly (Kirtley, 2006). Celkový moment způsobující pohyb se dá využít pro zjištění silového působení ve svalech dolní končetiny. Velikost momentu je ovlivněna velikostí reakční síly a vzdáleností mezi vektorem reakční síly a kloubem. Vzdálenost mezi vektorovou přímkou síly a bodem označujeme jako rameno síly (Kirtley, 2006). Pro určení velikosti momentu síly musíme znát velikost, směr a působiště síly, která jej vyvolává a zvolit momentový bod. V této diplomové práci je silou, která moment vyvolává, reakční síla podložky. Moment síly se obvykle označuje písmenem M a jeho základní jednotkou v SI soustavě je Newton metr [Nm]. Moment síly lze vypočítat pomocí:

$$M = F \times r \text{ [Nm]}$$

kde M je moment síly, F je síla vyvolávající moment, tedy reakční síla podložky a r je momentové rameno síly.



Obrázek 5. Moment síly v kloubu. Reakční síla podložky a rameno síly vytvářející moment síly (A). Velikost momentu síly závisí na velikosti ramene síly a reakční síly podložky. Čím větší je rameno síly během flexe (při změně postury, viz B), tím větší bude moment síly. Pokud klouby dolní končetiny extendují, moment síly se naopak sníží.

1.2.3. Průběh oporové fáze

Aby se tělo pohybovalo během chůze dynamicky stále kupředu, musí docházet zároveň k produkci svalové síly, působení vnějších a vnitřních sil, které dají vzniknout pohybu dolní končetiny a k její změně postury (Winter, 1995; Pandy and Andriacchi, 2010). Během chůze se generuje svalová síla, která se na kosti a kostěné segmenty končetin přenáší především přes šlachy a vazy, které spojují jednotlivé tělní segmenty (Winter, 1995; Pandy and Andriacchi, 2010). Kloubní spojení končetin jsou zpevněna a spojena šlachami a vazy. Po dopadu dolní končetiny na podložku následuje postupně kontrakce svalů, které udržují klouby a dolní končetinu jako celek v oporové fázi kroku v napřímené postuře, kdy dochází k vyrovnaní působení reakční síly podložky, která směřuje vertikálně a lehce posteriorně. Zapojené svaly vytvářejí v kloubu, který flektují či extendují, moment síly (Whittle, 2007). Moment síly produkuje i GRF. Velikost svalového momentu síly a momentu síly GRF jsou stejně velké, jejich ramena jsou opačného směru a hodnoty opačných znamének. Jejich součinnost dává kloub do rotačního pohybu v příslušném směru. Velikosti reakčních momentů sil nabývají kladných hodnot během dorzální flexe hlezna a flexe kolene

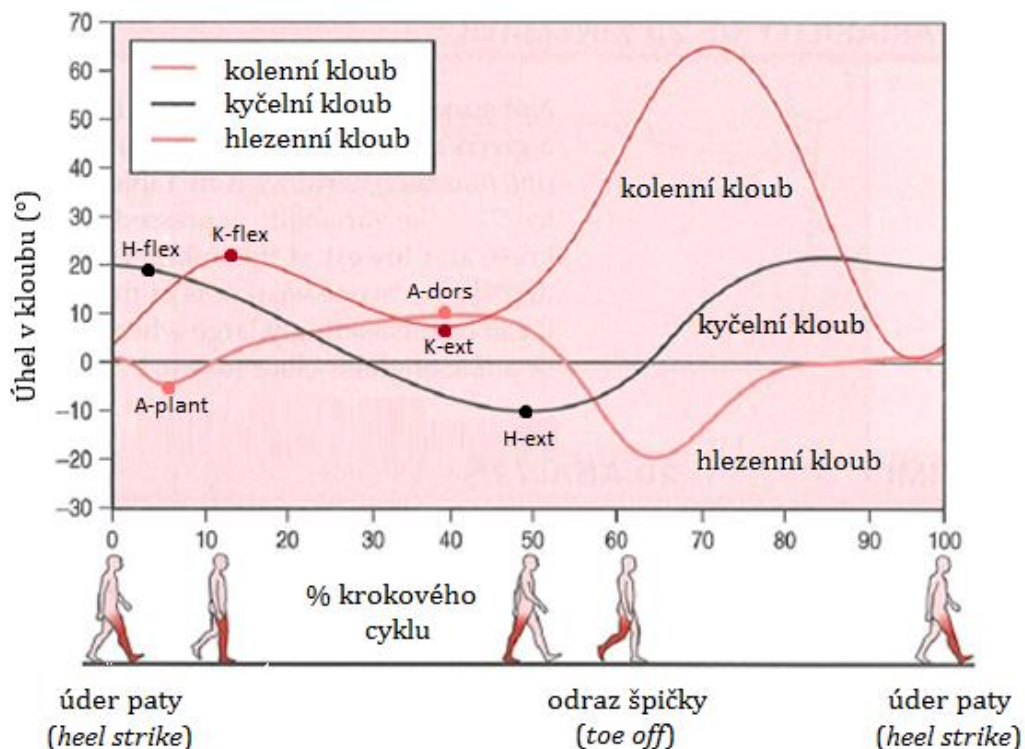
a kyčle, záporných hodnot nabývají během plantární flexe hlezna a extenze kolene a kyčle. Velikosti svalových momentů v porovnání s reakčními momenty sil nabývají opačných hodnot.

Během krokového cyklu (Obrázek 6), ve chvíli úderu paty na počátku oporové fáze kroku, je hlezenní kloub v dorzální flexi či v neutrální poloze a přechází do plantární flexe (Obrázek 6; A-plant), kdy se již celá ploska nohy dotýká země. Ve chvíli úderu paty se koleno nachází v extenzi a v časně fázi opory přechází koleno do flexe a dochází k maximální flexi v rámci oporové fáze (Obrázek 6; K-flex). Kyčelní kloub se při úderu paty nachází ve flexi a krátce po úderu paty v maximální flexi během časně opory (Obrázek 6; H-flex). Aktivní jsou především extenzory hlezna, kolene a kyčle. Aktivní extenzory svou silou vyrovnávají působení GRF (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010). V časně oporové fázi během plantární flexe hlezna nabývají momenty sil záporných hodnot, při flexi kolene a kyčle nabývají momenty sil kladných hodnot.

Během střední opory je hlezenní kloub lehce plantárně flektován, kolenní kloub začíná extendovat, kyčel přechází plynule z flexe do extenze. V pozdní fázi oporového kroku přechází hlezno do maximální dorzální flexe (Obrázek 6; A-dors), koleno do maximální extenze (Obrázek 6; K-ext) a kyčel do maximální extenze (Obrázek 6; H-ext) v rámci celé opory. Během střední opory je nejméně aktivní *musculus tibialis posterior*, pro balancování stoje je dále jako celek aktivní *musculus triceps surae*. Flexi v koleni zmírňuje aktivita extenzoru kolene *musculus quadriceps femoris*. Zmenšování úhlů v kyčli zajišťují *musculus vastus lateralis, medialis a intermedius*, tedy hlavy *musculus quadriceps femoris* (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010).

V pozdní oporové fázi kroku, při odrazu špičky v hlezenním kloubu probíhá plantární flexe, kolenní kloub plynule flektuje do švihové fáze, kyčelní kloub začíná lehce flektovat do švihové fáze. Během pozdní opory se zapojují *musculus soleus* a *musculus gastrocnemius*. Kyčel extendují hamstringy (zadní skupina svalů stehna) a *musculus gluteus maximus*, koleno extenduje *musculus quadriceps femoris* (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010). V pozdní opoře během dorzální flexe

jsou momenty síly kladné, zatímco momenty síly kolene a kyčle během extenze jsou záporné.



Obrázek 6. Kinematika hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu. Převzato a upraveno podle (Kirtley, 2006). Na křivkách úhlů jednotlivých kloubů jsou vyznačena místa maximálních a minimálních úhlů v kloubech dolní končetiny během oporové fáze kroku. Minimální úhel hlezna během časně opory (plantární flexe) je označen jako událost A-plant, maximální úhel hlezna během pozdní opory (dorzální flexe) jako A-dors, maximální úhel kolene během časně opory (flexe) jako K-flex, minimální úhel kolene během pozdní opory (extenze) jako K-ext, maximální úhel kyčle během časně opory (flexe) jako H-flex a minimální úhel kyčle během pozdní opory (extenze) jako H-ext.

Vyznačená maxima a minima (*peak*) úhlů v kloubech dolní končetiny v Obrázku 6 přibližně odpovídají části oporové fáze kroku, ve které se nachází maxima a minima (*peaky*) momentů sil v kloubech dolní končetiny.

Během oporové fáze krokového cyklu se mění velikost i směr vektoru GRF a s ním se mění i velikost momentu síly GRF. Vertikální složka GRF začne narůstat po dopadu paty na podložku, během oporové fáze má dvě maxima (*peak*) své velikosti. Jeden *peak* se nachází v první polovině oporové fáze a druhý *peak* v polovině druhé.

Mezi dvěma maximy, přibližně v 50 % oporové fáze, dochází k poklesu velikosti GRF. Ve chvíli, kdy se špička odlepuje od podložky, velikost GRF směřuje zpět k nule.

1.3. Vliv velikosti těla a postury na biomechaniku chůze

V této diplomové práci představuje tělesnou velikost hmotnost těla, délka dolní končetiny a šířka pánve. Právě velikost těla je jeden z faktorů, které ovlivňují vnitřní síly a momenty sil v kloubech a energetickou náročnost chůze (Polk, 2004; Pontzer et al., 2009b). Tělesná hmotnost je primární klíčový faktor ovlivňující posturu během lokomoce (Polk, 2002). Dle fyzikálních vztahů platí, že vnější síly přímo souvisí s tělesnou hmotností jedince. Větší tělesná velikost způsobí vznik větších vnějších sil. Větším vnějším silám musí odolávat větší vnitřní, neboli svalová síla (Alexander et al., 1979; Biewener, 1982), se kterou souvisí i větší vnější momenty sil GRF v kloubech. Delší dolní končetiny prodlužují rameno momentů sil GRF v kloubech (Witte et al., 1991; Polk, 2002, 2004) a moment síly se zákonitě zvětšuje. Z toho vyplývá, že u jedinců s delšími segmenty končetin budou delší ramena reakčních sil a tím zároveň i vyšší momenty v kloubech, v porovnání s jedinci s kratšími segmenty končetin. Výjimkou z tohoto vztahu může být však adjustování postury těla, čímž může dojít i ke zmírnění momentů sil v kloubu.

Tělesnou posturu lze vyjádřit jako vzájemnou pozici jednotlivých tělesných segmentů mezi sebou a ve vztahu k podložce (Bronstein and Brandt, 2004). Při srovnání lokomoce velkých savců z dřívějších studií vyplývá, že postura končetin má významný vliv na vnější a vnitřní síly působící na dolní končetinu, tedy i na lokomoční náklady (Biewener et al., 1983; Biewener, 1989). Vzpřímená chůze s napřímeným trupem i extendovanými dolními končetinami je pro člověka, mezi velkými savci či bipedními ptáky, unikátní znak (Biewener, 1989; Gatesy and Biewener, 1991). Podle Graye (1968) se evolučním přechodem ke vzpřímené chůzi a napřímením postury dolní končetiny segmenty a klouby dolní končetiny přiblížily k vektorům GRF, působícím přes nohu na dolní končetinu. Přiblížením vektorů GRF se zkracují momentová ramena sil a snižují se i momenty síly působící v kloubech (Witte et al., 1991). Snížení momentů sil v kloubech souvisí se zmírněním svalové síly, která kolem kloubu musí působit pro udržení a balancování celého těla (Gray, 1968). Svalovou aktivitou během lokomoce udržujeme posturu těla, či jeho jednotlivých

částí, abychom tělo neustále balancovali (Perry and Burnfield, 2010). Klíčovou roli v držení postury během lidské lokomoce hraje také stabilita. Na stabilitu má významný vliv těžiště těla, především jeho poloha (Bronstein and Brandt, 2004). Vzpřímené držení těla je u lidí mimo jiné mechanicky efektivní z důvodu, že se těžiště těla přesouvá nad končetinu, která je právě v kontaktu s podložkou, jako obrácené kyvadlo, čímž je energetický výdej omezen výměnou dopředné kinetické energie s energií gravitačního potenciálu (Cavagna et al., 1977). Chůzí v předklonu celého těla nebo chůzí s flektovanými koleny může být tento mechanismus obráceného kyvadla narušen. Během jakéhokoli výkyvu těžiště těla, ke kterému dochází během příkrčené postury těla během chůze, musí být disbalance kompenzována silovou korekcí, respektive vyšší svalovou silou za cílem zachování stability (Neptune et al., 2004; Tesio et al., 2017). Vyšší svalová síla musí být kompenzována vyššími momenty sil v kloubech, což souvisí i s vyšší energetickou náročností (Ortega and Farley, 2005; Tesio et al., 2017), která je dána především svalovou silou (Pontzer, 2005). Crompton a kolektiv (1998) uvedli, že během příkrčené chůze narůstá energetická náročnost chůze, především se dle autorů nežádoucně zvyšuje tělesná teplota. Lidská evoluce indikuje specifické mechanismy adaptace svalového i pohybového systému pro vzpřímenou chůzi a to především pro zvýšení efektivity chůze (Sporer et al., 1994; Crompton et al., 1998). Postura má vliv i na průběh GRF. Během chůze s flektovanými koleny se snižuje rozdíl mezi maximy a minimem velikosti vertikální složky GRF, křivka GRF se zplošťuje (Yaguramaki et al., 1995). Na základě změn v průběhu křivky GRF můžeme podobné změny očekávat i v křivce momentů sil kolene a předpokládat, že se rozdíly mezi maximy na začátku a konci jednooporové fáze kroku zmírní.

Na problematiku vztahu mezi tělesnou velikostí či posturou těla a pohybem se zaměřilo několik autorů, tyto studie se však především věnují výzkumu fosilií a raných homininů v evolučním kontextu (Stern and Susman, 1983; Latimer et al., 1987). Někteří autoři se zabývali evolučním vztahem mezi velikostí těla a biomechanikou chůze fosilních homininů (Stern and Susman, 1983; Steudel-Numbers and Tilkens, 2004). Uvádí se, že se druhy raných homininů pohybovaly s flektovanou posturou kolenních a kyčelních kloubů (Stern and Susman, 1983). Příkrčená chůze dřívějších homininů (např. *Australopithecus Afarensis*) se ve studii Cromptona a kolektivu

(1998), kteří ji modelovali, zdála mechanicky neefektivní a zvyšovala tělesnou teplotu. Stejně mechanicky a energeticky neefektivní je dle stejných autorů přikrčená chůze moderního člověka. Energetická efektivita tak nemusela být nejsilnějším selekčním tlakem působícím na evoluci chůze raných homininů (Crompton et al., 1998). Jelikož se moderní člověk v porovnání s ranými homininy pohybuje s více extendovanými koleny a kyčlemi, delší dolní končetina mu přináší energetickou výhodu (Sockol et al., 2007).

Další poznatky vyplývají ze studií, které porovnávaly chůzi člověka s chůzí ostatních primátů (Alexander, 2004), kteří se pohybují příležitostně bipedně s více flektovanými klouby dolní končetiny a více předkloněným trupem než moderní člověk (D'Août et al., 2002; Alexander, 2004), stejně jako se dříve pravděpodobně pohybovali homininé (Stern and Susman, 1983). Šimpanzi chodí během stojné fáze kroku v porovnání s člověkem s více flektovanými koleny i kyčlemi (Li et al., 1996). U flektované postury dolní končetiny během chůze lze dle kinetických vztahů očekávat, že pro zachování této postury bude potřeba vysoká svalová síla, respektive působení velkých momentů síly v kloubech. To potvrdil Yamazaki a kolektiv (1979) biomechanickým modelováním, ze kterého vyplývá, že bipední chůze primátů s flektovanými koleny je spojená s působením velkých sil v kolenním kloubu. Flektovaná postura člověka v porovnání se vzpřímenou chůzí zvyšuje působení reakčních sil a energetickou náročnost chůze dle Li a kolektivu (1996). I další studie uvádí, že vzpřímená chůze moderního člověka je méně energeticky náročná než bipední chůze šimpanzů s flektovanými klouby dolní končetiny (Taylor and Rowntree, 1973; Alexander, 2004). Chůze člověka je obecně mezi hominidy nejefektivnější, v porovnání s kvadrupední i bipední lokomocí šimpanzů je čtyřikrát efektivnější, čemuž přispívá především delší dolní končetina (Sockol et al., 2007).

Polk (2002) ve své práci zkoumal efekt velikosti těla na tělesnou posturu a vztah mezi segmenty končetin a momenty v kloubech během chůze u několika vzájemně příbuzných druhů primátů. Dle Polka (2002) se jedinci s delšími segmenty končetin budou pohybovat během chůze s klouby ve větší extenzi. Takovou adjustaci postury můžeme považovat za moderační mechanismus chůze (Polk, 2002). Touto behaviorální adjustací moderují jedinci působení momentů sil v kloubech a zabraňují

přetížení kloubů a kostí (Alexander et al., 1979; Biewener et al., 1983; Polk, 2002). Jedinci s delšími dolními končetinami a extendovanější posturou se pohybují efektivněji, jelikož získávají mechanickou výhodu extenzorových svalů, které mohou posturu dolní končetiny udržovat menší svalovou silou a chůze je tak energeticky úspornější (Polk, 2004).

I analýza chůze moderního člověka na jedincích s vyšší hmotností těla identifikovala několik biomechanických adaptací na zvýšenou zátěž, mezi které patřilo snížení rychlosti chůze, kratší kroková vzdálenost, zvýšená doba dvojí opory krokového cyklu, snížený rozsah pohybu kolenního kloubu a větší reakční síly u hmotnějších jedinců v porovnání s jedinci s normální hmotností (McGraw et al., 2000; DeVita and Hortobágyi, 2003; Browning and Kram, 2007). Uvedené biomechanické adaptace můžeme považovat za moderační mechanismy. I podle Rubina a Lanyona (1984) je zmírnění kinematických parametrů pohybu cesta ke snížení maximálních hodnot působících sil na končetiny. Výsledkem přítomnosti uvedených biomechanických adaptací bude snížení svalové síly a tedy i momentů síly v kloubech, což celkově sníží zatížení pohybového aparátu.

Jiní autoři (DeVita and Hortobágyi, 2003; Polk, 2004; Steudel-Numbers and Tilkens, 2004; Pontzer, 2005, 2007; Gruss et al., 2017; Hora et al., 2017) dále zkoumali otázku, jak tělesná velikost ovlivňuje biomechaniku chůze moderního člověka. Dle Aielloa a Wellse (2002) narůstají energetické výdeje během lidské lokomoce s vyšší hmotností těla. Vztahem mezi tělesnou velikostí, konkrétně délkou dolní končetiny a úhly v kolenním kloubu se zabývali například autoři Gruss (2007) nebo Hora a kolektiv (2012). Dle Gruss (2007) mají jedinci s delší dolní končetinou tendenci více extendovat posturu kolenních kloubů v pozdní fázi stejné fáze krokového cyklu. Výsledky ze studie Hory a kolektivu (2012) však toto tvrzení nepotvrdily. Ovšem dle Hory a kolektivu (2017) mají jedinci s delší dolní končetinou nižší momenty síly v koleni bez potřeby další moderace. Poznatky Hory a kolektivu (2017) uvádí, že jedinci s delší dolní končetinou chodí během časně opory i s méně flektovanými kyčelními klouby. A během pozdní opory nebyl prokázán vliv velikosti těla na úhel kyčle (Gruss et al., 2017; Hora et al., 2017). Autoři DeVita a Hortobágyi (2003) se zabývali vztahem mezi tělesnou hmotností a úhly kyčelního, kolenního a hlezenního

kloubu. Vliv tělesné hmotnosti se prokázal ve všech uvedených kloubech. Dle autorů jedinci s vyšší tělesnou hmotností více extendují kyčle a kolena, a více flektují hlezna. I podle Hory a kolektivu (2017) se prokázalo, že tělesně hmotnější jedinci méně flektují kolenní klouby během časně opory, nikoli však během pozdní opory. Pokud by tělesně hmotnější jedinci výrazně více flektovali klouby dolní končetiny, zvýšily by se zákonitě i momenty síly působící v kloubech, které by musely být kompenzovány větší svalovou silou (Biewener, 1989; Hora et al., 2017), a došlo by ke zvýšení energetické náročnosti chůze. Takovému výsledku můžeme předcházet využitím moderačních mechanismů. Adjustace postury může znamenat přítomnost moderačního mechanismu, který moderuje extenzí kloubu vyšší moment síly v kloubu. Autoři interpretují vliv velikosti těla na kinematiku kolene jako mechanismus redukcující síly v koleni (DeVita and Hortobágyi, 2003). Nižším flektováním kolene se redukuje svalová síla a tím i momenty sil v koleni (DeVita and Hortobágyi, 2003).

Ve studii Hory a kolektivu (2017) si autoři kladli za cíl identifikovat mechanismy, které by zmírňovaly působení momentů sil na klouby dolní končetiny. V této studii byl sledován vliv změny tělesné velikosti na kinetiku lidské chůze. Změnu v tělesné velikosti autoři modelovali. Manipulace tělesné velikosti byla provedena přidáním dvou směrodatných odchylek k hodnotám tělesné hmotnosti a délky dolní končetiny a byl sledován vliv na momenty síly v kloubech dolní končetiny. V práci Hory a kolektivu (2017) byl nalezen vztah, dle kterého se s tělesnou hmotností snižuje úhel v kolenním kloubu v časně oporové fázi. Jinak řečeno, tělesně hmotnější jedinci během časně oporové fáze chodí s více extendovanými kolenními klouby. Autoři tento vztah interpretují jako moderační mechanismu, kterým jedinci moderují přirozeně se zvětšující moment síly v kloubu ve vztahu k vyšší tělesné hmotnosti. Ve studii Hory a kolektivu (2017) změnu tělesné velikosti a následný vliv na momenty síly matematicky modelovali, nikoli přímo měřili a měření probandi chodili po běžícím pásu, nikoli po zemi. V práci Hory a kolektivu (2017) dále sledovali chování momentů sil po změně postury těla. Změna postury však v tomto výzkumu byla modelována a momenty síly nebyly přímo měřeny, ale počítány inverzní dynamikou, probandi chodili po běžícím pásu, nikoli po zemi. Manipulace velikosti úhlu v kloubu byla provedena zvětšením, respektive zmenšením úhlů (Hora et al., 2017). Dle modelování

autorů se moment síly v kolenu během časné stojné fáze dá zmírnit změnou postury – větší extenzí v kolenu a během pozdní stojné fáze větší flexí. Jinak řečeno, pokud dle Hory a kolektivu (2017) snížíme peaky křivky úhlů během stojné fáze, snížíme i moment síly v odpovídající fázi opory. Změna postury však dle autorů nemá tak signifikantní vliv na snížení momentů sil v kyčli a hleznu (Hora et al., 2017). Autoři uvádí, že pokud se navíc změní postura v hleznu, která sníží působení sil v tomto kloubu, jako vedlejší efekt se zvýší momenty sil v kolenu a kyčli.

Velikost těla by měla na základě fyzikálních vztahů pozitivně ovlivňovat momenty síly v kloubech dolní končetiny, stejně tak jako příkrčená postura dolních končetin. Jsou však doloženy studie zabývající se vztahem velikosti těla či postury a biomechanikou chůze, u kterých tento vztah neplatil. To lze vysvětlit moderačními mechanismy, které jedinci zřejmě využívají a kterými moderují momenty síly v kloubech dolní končetiny, aby zmírnili mechanickou zátěž, která působí na dolní končetinu. Ve studiích zabývajících se vlivem velikosti těla na biomechaniku chůze jsou do souboru často zahrnuti obézní probandi, nedospělí jedinci, vliv velikosti těla je modelován a není experimentálně měřen, či sledován na kosterním materiálu v evolučním kontextu, nebo probandi chodí po běžeckém pásu. Studie obsahující analýzu biomechaniky chůze na dnešním člověku bez modelování, na souboru dospělých jedinců bez obézních probandů chodících po zemi, chybí.

1.4. Další vlivy na biomechaniku chůze

Mimo faktor velikosti těla, existují i další faktory vyvolávající změny v biomechanice lidské chůze. Může se jednat o zranění pohybového aparátu, rychlost chůze, věk nebo pohlaví (Crowinshield et al., 1978; Yaguramaki et al., 1995; Li et al., 1996; DeVita and Hortobágyi, 2000; Cho et al., 2004; Chung and Wang, 2010; Hora et al., 2017; Ota et al., 2019).

V dřívějších studiích bylo prokázáno, že zranění dolní končetiny, nebo jakákoli patologie ovlivňují kinematické i kinetické parametry chůze člověka (Paterno and Hewett, 2008). Například jedinci s patologií kolenního kloubu, v porovnání se zdravými jedinci, během chůze dělají kratší kroky, prodlužuje se doba jejich stojné fáze kroku, preferovaná rychlost chůze bývá signifikantně pomalejší a procentuální

zastoupení oporové fáze je vyšší (Harding et al., 2012). Nezdraví jedinci také zmenšují úhly v kolenním kloubu během kroku v oporové fázi, ale i ve fázi švihové (Harding et al., 2012). Strukturální dysfunkce v koleni mají vliv i na reakční sílu podložky a tím i na velikosti momentů sil v kloubu (Paterno and Hewett, 2008).

Rychlost chůze má na biomechanické vlastnosti nezanedbatelný vliv. Ovlivňuje velikosti reakční síly podložky (Yaguramaki et al., 1995). V průběhu pomalé chůze se velikosti reakční síly, tedy i jejich momentů sil, snižují, při nárůstu rychlosti chůze se reakční síly a její momenty síly zvětšují, současně se zvětšuje rozdíl mezi maximy během stojné fáze a minimem ve střední opoře (Yaguramaki et al., 1995). Jelikož vyšší rychlost chůze způsobuje větší rozsah pohybu v kyčelním a kolenním kloubu, bývá rychlost chůze ve studiích kontrolována (Freedman Silvernail et al., 2013; Hora et al., 2017). Efekt rychlosti chůze na biomechanické parametry chůze detekovali ve své studii Chung a Wang (2010). V této studii zjistili, že efekt rychlosti chůze byl signifikantně pozitivní pro flexi i extenzi kyčle a flexi kolene. Jinak řečeno, vyšší rychlost chůze způsobuje signifikantně vyšší flektování i extendování kyčle, stejně jako vyšší flektování kolene. Vliv věku ani rychlosti chůze však nemá dle Chunga a Wanga (2010) vliv na úhly hlezenního kloubu.

S narůstajícím věkem se zkracuje délka kroku, zvyšuje se kadence kroku, prodlužuje se stojná fáze kroku a rychlost chůze se snižuje (DeVita and Hortobágyi, 2000). Věk také způsobuje redistribuci momentů sil a svalové síly v kloubech dolní končetiny. Za stejné rychlosti starší jedinci více zapojují extenzory kyčle, naopak extenzory kolene a hlezna zapojují při chůzi méně (Chung a Wang, 2010). Se zvyšujícím se věkem se snižují maximální hodnoty úhlů v kyčli, koleni (Crowinshield et al., 1978) i hleznu (JudgeRoy et al., 1996). Se zmenšením úhlů se snižují i momenty sil v kloubech (Crowinshield et al., 1978; DeVita and Hortobágyi, 2000).

Kinetické i kinematické parametry může ovlivňovat mimo již dříve uvedené vlivy i pohlaví člověka. Jak se již ukázalo, kinematické rozdíly v chůzi žen a mužů existují (Cho et al., 2004; Ota et al., 2019). Z výsledků Hory a kolektivu (2017) vyplývá, že ženy kolenní klouby dolní končetiny flektují méně než muži. Chůze mužů a žen se liší i v kinetických parametrech (Li et al., 1996). Muži vykazují větší hodnoty vertikální

složky GRF během chůze oproti ženám a vykazují menší variabilitu v maximálních hodnotách GRF během vyšších rychlostí chůze oproti ženám (Li et al., 1996).

Pro eliminování vlivu rychlosti chůze se v biomechanických studiích (např. DeVita and Hortobágyi, 2003) používá tzv. přirozená rychlost chůze a která je pro jedince nejméně energeticky náročná. Probandi v naší práci chodili přirozenou chůzí a vliv pohlaví jsme eliminovali zvolením pouze jednoho pohlaví, mužů, vliv věku zařazením pouze dospělých jedinců a zároveň jsme analyzovali pouze jedince bez zranění dolní končetiny.

2. Cíle práce

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má velikosti těla a postura na biomechaniku chůze. Velikost těla v této diplomové práci vyjadřuje tělesná hmotnost, tělesná výška, šířka pánve a délka dolní končetiny, biomechaniku chůze vyjadřuje kinematika a kinetika, respektive úhly a momenty síly v kloubech dolní končetiny. Dílčím cílem práce je dále vyjádřit, jak se se změnou postury dolní končetiny mění úhly a momenty síly v kloubech v oporové fázi chůze.

V práci budeme ověřovat následující hypotézy. Předpokládáme, že hmotnost těla zmenšuje úhly kolene a délka dolní končetiny zvětšuje úhly kyčle. Dále předpokládáme, že tělesná hmotnost zvyšuje momenty síly v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu, a délka dolní končetiny zvyšuje momenty síly kolenního a hlezenního kloubu. Předpokládáme, že extendovaná postura dolní končetiny snižuje momenty síly v kloubech, zatímco flektovaná postura dolní končetiny momenty síly v kloubech zvyšuje. V poslední řadě chceme ověřit hypotézu, že lidé využívají moderačních mechanismů a přizpůsobují posturu dolních končetin své velikosti těla během chůze tak, aby minimalizovali momenty síly působící na dolní končetinu.

3. Materiál a metody

3.1. Soubor

Soubor probandů pro tuto diplomovou práci byl tvořen devatenácti dospělými muži. Charakteristiku souboru popisuje Tabulka 1 a jednotlivé hodnoty každého probanda ukazuje Příloha 1. U žádného probanda se v době měření nevyskytovalo žádné muskuloskeletální zranění dolní končetiny, ani probandi nevykazovali žádné pohybové obtíže. Průměrný věk probandů byl 28,7 let, průměrná tělesná výška byla 179,5 cm, průměrná tělesná hmotnost 73,7 kg a průměrný index tělesné hmotnosti (*body mass index*, BMI) byl 22,8. Nikdo z měřených probandů nebyl obézní ani neměl nadváhu, BMI odpovídal normálním hodnotám, pohyboval se u všech probandů pod 25 kg/m². Všichni probandi podepsali informovaný souhlas, který schválila etická komise Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy (číslo schválení: 2017/11).

Tabulka 1. Přehled souboru zařazeného do této diplomové práce.

	Tělesná výška (cm)	Délka dolní končetiny (cm)	Tělesná hmotnost (kg)	BMI (kg/m ²)	Věk (roky)	Bikristální šířka pánve (cm)
Průměr	179,5	89,7	73,7	22,8	28,7	29,3
SD	7,7	6,3	10,7	2,7	5,9	1,8
Min–Max	167,7–199,0	77,5–103,4	55,0–90,0	17,8–28,7	20,7–42,1	26,8–32,0

SD, směrodatná odchylka

3.2. Postup experimentu

Sběr dat probíhal v Laboratoři biomechaniky extrémních zátěží na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy a byl součástí širšího projektu, na kterém se podíleli kolegové z Laboratoře antropologie kostní tkáně z Katedry antropologie a genetiky člověka. Část dat byla použita v této diplomové práci, část dat v diplomové práci Mgr. Kateřiny Tomášové a část dat je ve zpracování v rámci zmíněné laboratoře Mgr. Michalem Struškou pro odborný článek. Každý proband se zúčastnil vždy právě jednoho měření, během kterého proběhl kompletní sběr dat. Každému probandovi jsme představili laboratoř, seznámili jsme ho s prostorem experimentu a jasně mu vysvětlili postup kompletního sběru dat, informovali jsme ho

o způsobu zpracování osobních údajů. Každého probanda jsme následně požádali o udělení písemného souhlasu se zpracováním dat. Probandi podstoupili měření ve vlastním oděvu, který tvořilo spodní prádlo či krátké sportovní šortky. Tento oděv byl nezbytnou podmínkou pro nalepení pohybových markerů na holou pokožku těla bez rizika uvolnění markeru přebytečným oděvem či překrytí jakéhokoli markeru oděvem. Experiment se skládal ze tří hlavních částí: sběr antropometrických dat; umístění a testování elektromyografických senzorů následované umístěním pohybových markerů; zaznamenávání kinematických a kinetických údajů během různých druhů chůze.

3.2.1. Antropometrie

Probandy jsme zprvu podrobili krátkému antropometrickému měření, s dobou trvání přibližně 10 minut. Měřili jsme pět parametrů. Jmenovitě šlo o tělesnou výšku, dva rozměry šířky pánve, délku pravé dolní končetiny, tělesnou hmotnost. Tělesnou výšku jsme měřili v napřímeném stoji probanda zády u zdi pomocí antropometru v centimetrech, pro změření hmotnosti těla byla využita digitální váha, zobrazující hmotnost v kilogramech. Délku dolní končetiny jsme měřili dvěma způsoby. Nejdříve jsme tento rozměr změřili antropometricky pomocí antropometru, rozměr byl definován jako vzdálenost mezi bodem *trochanter major* a podložkou. V literatuře se tento rozměr označuje jako výška kyčelního kloubu či velkého chocholíku (Knusmann and Martin, 1988), v naší práci jsme ho označili jako délku dolní končetiny měřenou antropometricky, např. po vzoru Alexandera (2004). Následně jsme tento rozměr měřili virtuálně v programu Visual3D (C-Motion, Germantown, MD, USA) jako přímou vzdálenost mezi centrem kyčelního kloubu (centrum hlavice stehenní kosti) a *maleollus medialis*. Jeden rozměr šířky pánve, bikristální šířku pánve, jsme definovali jako přímou vzdálenost mezi pravým a levým bodem *iliocristale*, a bispinální šířku pánve jako rozměr mezi levým a pravým útvarem *spina iliaca posterior superior* (ASIS), obě šířky pánve jsme měřili pelvimetrem v milimetrech.

3.2.2. Elektromyografie

Po dokončení antropometrického měření jsme připravili probandy na měření povrchové elektromyografie (EMG). Povrchová elektromyografie snímá akční potenciály motorických jednotek pomocí povrchových elektrod umístěných na kůži nad svaem. Elektromyografické signály byly snímány pomocí lektromyografu Trigno Lab (Delsys, Natick, MA, USA) za použití programového vybavení EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Celkem osm elektromyografických senzorů bylo umístěno na svaly pravé dolní končetiny: *musculus gluteus maximus*, *musculus rectus femoris*, *musculus vastus lateralis*, *musculus biceps femoris*, *musculus gastrocnemius medialis*, *musculus gastrocnemius lateralis*, *musculus tibialis anterior*, *musculus soleus*. Před umístěním senzoru bylo místo na dolní končetině vždy holeno a očištěno pomocí kosmetického tamponku s izopropanolem. EMG senzory byly následně přilepeny oboustrannou lepicí páskou na kůži na místo sledovaného svalu. Přípravu EMG měl na starosti kolega Mgr. Michal Struška s mou asistencí během umisťování senzorů a vyhledávání anatomických bodů na dolní končetině. Se získanými EMG daty jsme v této diplomové práci přímo nepracovali.

3.2.3. Umístění markerů

Pro umístění markerů na tělo probandů byl použit model *Plug-in Gait marker set* (PiG, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) (Cappozzo, 1984). Pro získání kinematických a kinetických výstupů z dolních segmentů těla byl použit z *marker setu* především *Plug-in Gait lower body model*, k němu jsme využili několik markerů i pro horní segmenty těla, viz dále.

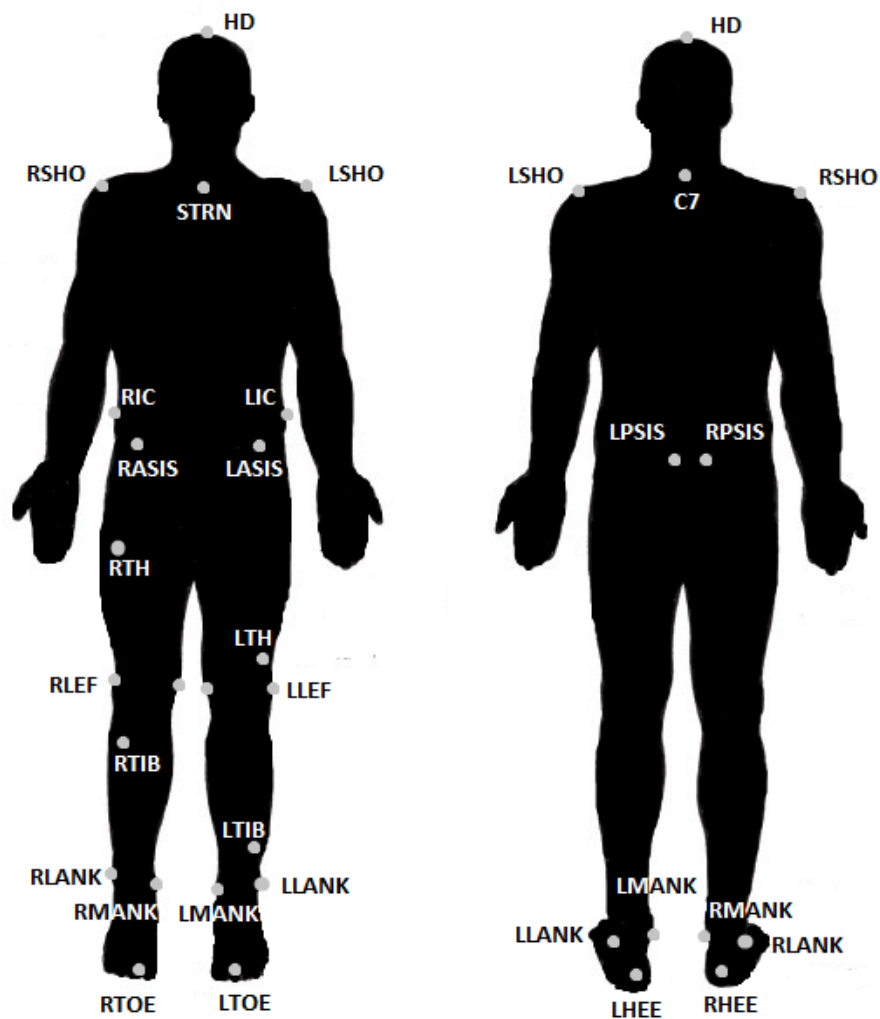
Celkem bylo použito 27 markerů umístěných na anatomických bodech (Tabulka 2, Obrázek 7), respektive nejčastěji na kosterních výběžcích s co nejmenší vrstvou kůže pro minimalizaci případného pohybu markerů, místa pro jejich umístění byla manuálně vypalována. V horní polovině těla byly markery umístěny, vždy po palpačním ověření anatomického bodu, dle modelu na sedmý krční obratel (s označením C7), *sternum* (STRN), acromio-klavikulární kloub (SHO). Mimo model *Plug-in Gait* byl umístěn ještě marker na temeno hlavy (HD). *Marker set* pro dolní polovinu těla zahrnuje markery pro pánev a dolní končetiny. *Plug-in Gait lower body*

model má dvě varianty pro umístění markerů na pánvi, v této diplomové práci byly využity pánevní markery označeny zkratkou PSIS, umístěné na *spina iliaca posterior superior*.

Umístěny byly dva iliokristální markery (IC), další dva markery byly umístěny na *spina iliaca anterior superior* s označením ASIS, na stehno (THI), na laterální a mediální epikondyl stehenní kosti (LEF, MEF), holenní kost (TIB), laterální a mediální kotník (LANK, MANK), kost patní (HEE) a hlavici druhého metatarsu (TOE).

Tabulka 2. Marker set. Přehled markerů, jejich umístění a název.

Marker číslo	Zkratka markeru	Popis umístění
1	HD	temeno hlavy, nejvyšší bod
2	C7	<i>proccesus spinosus</i> sedmého krčního obratle
3	RSHO	<i>acromion</i> pravý
4	LSHO	<i>acromion</i> levý
5	STRN	<i>sternum, processus xiphoides</i>
6	RASIS	<i>spina iliaca anterior superior</i> pravá
7	LASIS	<i>spina iliaca anterior superior</i> levá
8	RPSIS	<i>spina iliaca posterior superior</i> pravá
9	LPSIS	<i>spina iliaca posterior superior</i> levá
10	RTH	stehno pravé - horní 1/3 stehna laterálně
11	LTH	stehno levé - dolní 1/3 stehna laterálně
12	RIC	iliokristál pravý - horní okraj kosti kyčelní
13	LIC	iliokristál levý - horní okraj kosti kyčelní
14	RLEF	laterální epycondyl femuru pravý
15	LLEF	laterální epycondyl femuru levý
16	RMEF	mediální epycondyl femuru pravý
17	LMEF	mediální epycondyl femuru levý
18	RTIB	<i>tibia</i> pravá - horní 1/3 bérce
19	LTIB	<i>tibia</i> levá - dolní 1/3 bérce
20	RLANK	<i>malleolus lateralis</i> pravý
21	LLANK	<i>malleolus lateralis</i> levý
22	RMANK	<i>malleolus medialis</i> pravý
23	LMANK	<i>malleolus medialis</i> levý
24	RHEE	<i>calcaneus</i> pravý - nad plantárním povrchem nohy, ve stejné výši jako TOE marker
25	LHEE	<i>calcaneus</i> levý - nad plantárním povrchem nohy, ve stejné výši jako TOE marker
26	RTOE	hlavice druhého metatarsu – pravý
27	LTOE	hlavice druhého metatarsu – levý



Obrázek 7. Marker set. Umístění markerů na těle probandů.

Markery byly umístěny na holou kůži probanda pomocí oboustranné lepicí pásky, výjimkou byl marker umístěný na hlavě, který byl nalepen na kšiltovce umístěné na hlavě probanda.

3.2.4. Druhy chůze

Při tomto experimentu byla měřena kinematická a kinetická data během šesti různých druhů chůze. Jednalo se konkrétně o normální chůzi, chůzi s extendovanými kolenními klouby, tři míry přikrčené chůze a chůzi se zátěží.

Normální chůze (NCH), byla definována jako standardní chůze v preferované rychlosti a s přirozenou kadencí probanda po předem určené rovné dráze.

Chůze s extendovanými kolenními klouby (ECH) byla definována jako chůze, kdy na počátku stojné fáze proband co nejvíce extenduje kolenní kloub, nikoli však při fázi švihové, kdy kolenní kloub může být flektovaný. Extendovaný kolenní kloub proband zachová od počátečního kontaktu během stojné fáze, až do švihu před začínající švihovou fází. Kyčelní kloub může být přirozeně flektovaný. Rychlost chůze si probandi zvolili dle libosti tak, aby odpovídala co nejlépe jejich přirozené rychlosti chůze.

Přikrčené chůze jsme rozdělili na chůzi v přikrčení těla ve výšce 90 % (Obrázek 8), 80 % a 70 % výšky postavy probanda. Míra přikrčení byla nastavena pomocí nataženého provázku, který vedl na předem vymezené dráze přímo nad hlavou probanda. Pořadí přikrčení dle provázku bylo nastaveno na 80%, 90 % a 70 % výšky postavy. Během této chůze jsme probandy požádali, aby si představili, že jsou lovci a snažili se nepozorovaně přiblížit ke kořisti a představili si vedle sebe křoví do výšky nataženého provázku, které jim poskytuje přirozený kryt. Probandy jsme instruovali, aby se přikrčili právě tak, aby za tímto imaginárním křovím nebyli při chůzi vidět. Chodit v přikrčení měli tak, aby měli provázek těsně nad hlavou, ale zároveň se ho nedotýkali, způsob přikrčení, tedy flexi jednotlivých kloubů, jsme nechali na probandech.

Chůze se zátěží jsme měřili na rovné trajektorii v preferované rychlosti chůze, kterou si probandi zvolili. Na hrudník probanda jsme umístili zátěžovou vestu, která obsahovala 20 % tělesné hmotnosti probanda. Přidaná hmotnost byla rovnoměrně rozmístěna v zátěžové vestě na anteriorní i posteriorní část hrudníku a simulovala zvýšení tělesné hmotnosti.

Před záznamem trajektorie pohybu jsme probandům popsali a předvedli každý typ chůze. Probandi si před měřením chůzí zkusili především chůzi s extendovanými kolenními klouby a přikrčenou chůzí. Když byli probandi schopni pohybovat se všemi druhy chůzí, přistoupili jsme ke sběru dat. Během měření každého druhu chůze se probandi pohybovali dle našich instrukcí svou preferovanou

rychlostí chůze v předem určeném směru pohybu přes tenzometrické a tlakoměrné desky. Trajektorie pohybu byla zaznamenávána při několika opakováních, jejichž množství se lišilo v závislosti na počtu chybných měření definovaných v následující kapitole, po dobu 8–10 sekund pro každý typ chůze.

V této diplomové práci jsme zpracovali data z normální chůze, chůze s extendovanými koleny a příkrčené chůze ve výšce 90 % tělesné výšky probanda a kterou jsme označili jako PCH (Obrázek 8).



Obrázek 8. Příkrčená chůze s mírou příkrčení 10 % z tělesné výšky probanda.

3.3. Zaznamenávání experimentu

Sběr dat byl prováděn za pomoci programu Qualysis Track Manager (QTM, Qualisys, Gothenburg, Sweden, verze 2018). QTM slouží ke kinematické analýze chůze. Jedná se o optoelektronické zařízení, jenž využívá odraz infračerveného záření od reflexních markerů umístěných na anatomicky významných bodech na těle probanda. Měřicí systém se skládá z několika kamer pracujících se snímkovací frekvencí do 240 Hz, dále se skládá ze softwaru pro sledování pohybu a analýzu dat. Pro přesné sledování pohybu měřeného objektu používá systém Qualisys Track Manager vysokofrekvenční kamery a speciální markery. Reflexní markery odrážejí infračervenou část světelného spektra, na kterou kamery reagují a zaznamenávají tak souřadnice jednotlivých markerů. Nejčastěji využívají markery z reflexního materiálu ve tvaru koule (Zahálka and Janura, 2004), které jsme v této diplomové práci využili. Program QTM lze využívat společně s jinými měřicími zařízeními, jako je EMG nebo silové tlakoměrné desky (Soumar, 2011), jak tomu bylo učiněno v této diplomové práci.

Program QTM jsme použili s nastavenou vzorkovací frekvencí 200 Hz a za použití programového vybavení EMGworks Software (Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Pro získání kinematických údajů (trajektorie markerů) byla chůze nahrávána a zaznamenávána pomocí systému sedmi kamer (Oqus 700+m, Qualisys, Göteborg, Sweden) které snímaly prostor laboratoře, který byl dlouhý přibližně 6 metrů, široký 4 m a vysoký 2,5 m. Dále byla laboratoř vybavena čtyřmi tlakoměrnými silovými deskami Kistler (Kistler Group, Winterthur, Switzerland, Kistler typ 9281B11) zabudovanými do podlahy laboratoře, s jejichž pomocí jsme zaznamenávali reakční síly.

Před sběrem biomechanických dat byla provedena kalibrace systému laboratorním technikem za pomoci rámu ve tvaru „L“, tzv. *wand calibration* (Mitchelson and Hilton, 2003; Soumar, 2011) a to vždy před každým novým dnem, během kterého sběr dat v laboratoři probíhal.

Souřadnicový systém laboratoře, které byly použity pro tuto diplomovou práci, jsou shodné s navrženými souřadnicemi Mezinárodním spolkem biomechaniky

(*International Society of Biomechanics*) (Wu and Cavanagh, 1995) a jedná se o kartézskou soustavu souřadnic. Souřadnice jsou vzájemně kolmé přímkami, které se protínají v bodě zvaném počátek soustavy souřadnic. Jedná se o pravotočivou soustavu prostorových souřadnic (Wu and Cavanagh, 1995). Souřadnicemi jsou osy X, Y a Z, kdy osa X je orientována ve směru pohybu, osa Y pozitivně směřuje vzhůru, osa Z směřuje pozitivně vpravo.

Každý proband podstoupil kalibrační statický záznam (*static trial*) trvající čtyři vteřiny, během kterého proband nehybně držel tělo v anatomické pozici. Od každého druhu chůze byly zaznamenány minimálně tři správně provedené trialy s délkou záznamu 8–10 vteřin. Záznam (*trial*) byl považován za správný, když nebyl zaznamenán přešlap přes tlakoměrné desky při žádném kroku, proband nevybočil z trajektorie, v případě příkrčené chůze nezměnil míru příkrčení těla a nedošlo k odlepení či odpadnutí jakéhokoli markeru či senzoru. Při každém trialu proband přešel přes tlakoměrné desky preferovanou rychlostí a krokový cyklus začal vždy 2–3 metry před silovými deskami a stejně tak pokračoval ještě 2–3 metry za nimi.

3.4. Zpracování a analýza dat

Zpracování kinematických dat nejdříve probíhalo v softwaru Qualysis Track Manager. Od každého druhu chůze zařazeného do zpracování jsme zpracovávali od všech 19 probandů *static trial* a standardně dle kvality záznamu dva až tři co nejkvalitnější pohybové záznamy získané během měření v laboratoři. Kvalitu záznamu zvyšovala především dobře zaznamenaná oporová fáze krokového cyklu obsahující co nejméně nedostatků, respektive mezer v trajektoriích markerů. I přesto jsme museli ve většině záznamů části sledovaných trajektorií markerů modelovat polynomickou funkcí. Jedním z kritérií, podle kterých jsme vybírali vhodné trialy pro další zpracování, byla velikost mezer v trajektoriích markerů, které nesměly být delší jak 20 snímků. Po modelování mezer o maximální velikosti 20 snímků, pomocí polynomické funkce, jsme pojmenovali trajektorie markerů podle našeho použitého *marker setu*.

Během sběru dat byly přístroje v laboratoři chybně kalibrovány laboratorním technikem, během zpracování kinematických dat jsme v prvním kroku provedli

opravu chybně orientovaných tlakoměrných desek, jejich pořadí a souřadnicového systému laboratoře, aby nedošlo k následovnému exportu kinetických dat s chybnými údaji. Opravu jsme provedli v softwaru GTM a to u každého zpracovávaného souboru. Zpracované soubory jsme exportovali ve formátu *Coordinate 3D* (c3d), jež je kompatibilní s programem Visual3D (C-Motion, Germantown, MD, USA). U exportovaných pohybových záznamů jsme jejich délku zkrátili tak, aby obsahovala pouze analyzované kroky pravé dolní končetiny

K dalšímu zpracování jsme potřebovali tři až čtyři kompletní kroky z každého druhu chůze od každého probanda. Konkrétní zvolené kroky pravé dolní končetiny byly zvoleny s ohledem na co nejvyšší kvalitu definovanou výše, tedy s minimálními nedostatky v trajektoriích markerů a kompletním záznamem oporové fáze kroku.

3.5. Statistické zpracování

Kromě základních statistických charakteristik jako je aritmetický průměr a směrodatná odchylka, jsme použili statistické analýzy. Statistické testy jsme realizovali v programu STATISTICA 10 (StatSoft Inc., 2012). Pro analýzy vztahů mezi sadou nezávisle proměnných a závisle proměnných jsme zvolili statistickou metodu mnohonásobné lineární regrese. Nezávislé proměnné byly hodnoty tělesné hmotnosti, délky dolní končetiny měřené ve Visual3D a délky dolní končetiny měřené antropometricky, bikristální šířky pánve a rychlosti chůze, závislé proměnné byly úhly v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu během oporové fáze kroku, momenty síly hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu během oporové fáze kroku (Příloha 3, 4, 5). Pro každou závislou proměnnou jsme vytvořili vlastní regresní model.

Před provedením mnohonásobné lineární regrese jsme prověřili požadované předpoklady o vstupních datech, tedy zda data pocházejí z normálního rozdělení. Normalitu statistického výběru dat jsme ověřili pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu v Lillieforsově variantě (Tabulka 3), který je založen na analýze rozptylu, je testem dobré shody. Pro jeho dobrou vypovídající hodnotu jde o test používaný pro malé výběry (Neubauer et al., 2016). Dokonce je pro soubory této velikosti předepisován i normou ČSN 01 0225 (Jaroš and Rosa, 1980).

Tabulka 3. Výsledné hodnoty testu normality.

proměnná	D	Lilliefors p
hmotnost těla (kg)	0,1181	p > 0,20
Bikristální šířka pánve (cm)	0,1496	p > 0,20
délka dolní končetiny měřena ve Visual3D (cm)	0,1116	p > 0,20
délka dolní končetiny měřena antropometricky (cm)	0,1345	p > 0,20
rychlost chůze (m/s)	0,1851	p > 0,05
NCH úhel v hleznu v události A-plant (°)	0,1499	p > 0,20
NCH úhel v hleznu v události A-dors (°)	0,1057	p > 0,20
NCH úhel v koleni v události K-flex (°)	0,1315	p > 0,20
NCH úhel v koleni v události K-ext (°)	0,1465	p > 0,20
NCH úhel v kyčli v události H-flex (°)	0,1399	p > 0,20
NCH úhel v kyčli v události H-ext (°)	0,1232	p > 0,20
NCH moment síly v hleznu v události A-plant (Nm)	0,1254	p > 0,20
NCH moment síly v hleznu v události at A-dors (Nm)	0,1139	p > 0,20
NCH moment síly v koleni v události K-flex (Nm)	0,1028	p > 0,20
NCH moment síly v koleni v události K-ext (Nm)	0,1332	p > 0,20
NCH moment síly v kyčli v události H-flex (Nm)	0,1608	p > 0,20
NCH moment síly v kyčli v události H-ext (Nm)	0,1969	p > 0,05
ECH úhel v hleznu v události A-plant (°)	0,0826	p > 0,20
ECH úhel v hleznu v události A-dors (°)	0,0857	p > 0,20
ECH úhel v koleni v události K-flex (°)	0,1152	p > 0,20
ECH úhel v koleni v události K-ext (°)	0,1432	p > 0,20
ECH úhel v kyčli v události H-flex (°)	0,1292	p > 0,20
ECH úhel v kyčli v události H-ext (°)	0,1386	p > 0,20
ECH moment síly v hleznu v události A-plant (Nm)	0,1166	p > 0,20
ECH moment síly v hleznu v události at A-dors (Nm)	0,1180	p > 0,20
ECH moment síly v koleni v události K-flex (Nm)	0,1054	p > 0,20
ECH moment síly v koleni v události K-ext (Nm)	0,1257	p > 0,20
ECH moment síly v kyčli v události H-flex (Nm)	0,1503	p > 0,20
ECH moment síly v kyčli v události H-ext (Nm)	0,0965	p > 0,20
PCH úhel v hleznu v události A-plant (°)	0,2042	p < 0,10
PCH úhel v hleznu v události A-dors (°)	0,1475	p > 0,20
PCH úhel v koleni v události K-flex (°)	0,1344	p > 0,20
PCH úhel v koleni v události K-ext (°)	0,2175	p > 0,05
PCH úhel v kyčli v události H-flex (°)	0,0871	p > 0,20
PCH úhel v kyčli v události H-ext (°)	0,1616	p > 0,20
PCH moment síly v hleznu v události A-plant (Nm)	0,1448	p > 0,20
PCH moment síly v hleznu v události at A-dors (Nm)	0,1075	p > 0,20
PCH moment síly v koleni v události K-flex (Nm)	0,2349	p > 0,05
PCH moment síly v koleni v události K-ext (Nm)	0,1341	p > 0,20
PCH moment síly v kyčli v události H-flex (Nm)	0,1119	p > 0,20
PCH moment síly v kyčli v události H-ext (Nm)	0,1801	p > 0,05

K-S p, p-hodnota, hladina statistické významnosti;
D, testová statistika D;
Lilliefors p, hladina statistické významnosti

Výsledné hodnoty testu Kolmogorovova-Smirnovova v Lillieforsově variantě v testu pro rezidua potvrdily, že jsou všechna data normálního rozložení, u všech testovaných proměnných vyšla hodnota $p > 0,05$ a lze předpokládat normalitu dat.

Po ověření, že náš výběr pochází z normálního rozložení, jsme přešli k mnohonásobné lineární regresi a jednofaktorové analýze rozptylu (ANOVA) pro srovnání maximálních a minimálních úhlů v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v událostech A-plant, A-dors, K-flex, K-ext, H-flex, H-ext a maximálních a minimálních momentů síly v událostech A-plant, A-dors, K-flex, K-ext, H-flex, H-ext mezi všemi třemi druhy měřené chůze. Faktorem byl druh chůze (NCH, ECH, PCH). Pro párová srovnání jednotlivých kombinací druhů chůze jsme použili Tukeyho post hoc test. Za hranici statistické signifikance jsme zvolili hladinu $p = 0,05$.

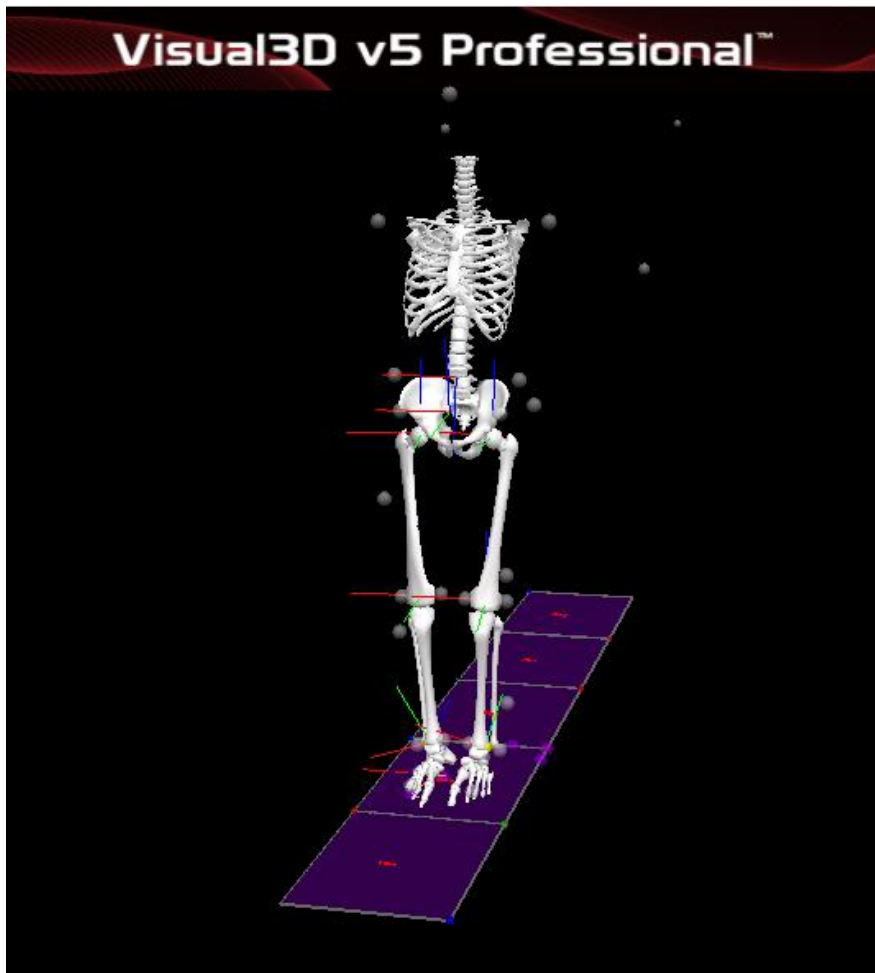
3.5.1. Visual3D

Pro další zpracování třídídimenzionálních dat v c3d a pozdější analýzu byl využit software Visual3D (C-Motion, Germantown, MD, USA), ve verzi Professional v5.02.04.

K analýze byly do softwaru Visual3D importovány c3d data ze softwaru Qualysis Track Manager. Pro zredukování šumu, který může být zanesen artefakty z měkkých tkání (Winter, 1990), jsme všechny importované soubory filtrovali za použití *fourth-order low-pass Butterworth* filtru. Čím vyšší *cut-off* frekvence je použita, tím méně šumu je ze signálů odstraněno. V této práci jsme využili 6 Hz *cut-off* frekvenci, dle doporučení Wintera (1990). Tímto krokem jsme odfiltrovali šum a odstranili vysokofrekvenční komponenty signálu.

V softwaru Visual3D jsme následně vytvořili osmissegmentový biomechanický 3D model (Obrázek 9), který sestával z trupu, pánve, pravého i levého stehna, bérce a nohou. Biomechanický 3D model jsme nasadili na sledované a již identifikované trajektorie markerů, a který převádí jednotlivé markery do polohy vytvořených segmentů. 3D model definuje segmenty lidského těla a jejich vlastnosti a slouží

k následným výpočtům dat. Individuálně jsme poté u každého probanda nastavili jeho naměřené morfologické hodnoty, konkrétně tělesnou výšku a tělesnou hmotnost, hodnoty pro jednotlivé segmenty jsou ve Visual3D spočítány automaticky.



Obrázek 9. Osmisegmentový model v programu Visual3D umístěný na trajektoriích markerů na těle probandů.

Lokální souřadnicový systém segmentů pánve, stehna, bérce a nohy byl odvozený z kalibračního statického záznamu (*static trial*). Jako další krok ve zpracování dat jsme identifikovali události krokového cyklu, z části pomocí předdefinované funkce v programu Visual3D, z části ručně v použitých souborech. Pro vymezení oporové stojné fáze jsme identifikovali události úderu paty (*heel strike*) a odrazu palce (*toe off*), které byly stanoveny, buď automaticky nebo ručně, z dat tenzometrických/tlakoměrných desek. Další kinematická data, konkrétně hodnoty úhlů v kloubech dolní končetiny a rychlost chůze a kinetická data jsme získali

pomocí automatických funkcí ve Visual3D. Získali jsme hodnoty úhlů a momentů v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu pravé dolní končetiny v průběhu celé stojné fáze krokového cyklu (Schache and Baker, 2007), kterou jsme normalizovali na 100 % (od úderu paty (*heel strike*) představující 0 % stojné fáze, po odraz palce (*toe off*) představující 100 % stojné fáze). Z programu Visual3D jsme navíc získali data o rychlosti chůze v každém analyzovaném pohybovém záznamu. Získaná data jsme exportovali z programu Visual3D ve formátu listu aplikace Microsoft Excel (xlsx).

Následující analýzu vyexportovaných kinematických a kinetických dat ze souborů xlsx jsme realizovali v programu Microsoft Office Excel 365 ProPlus (Microsoft Corporation, 2013 a 2016), kde jsme počítali průměrné hodnoty kroků. Zprůměrovali jsme vyexportované tři až čtyři kroky (Příloha 2) z každého typu chůze od každého jedince. Získali jsme pro všechny probandy průměrný průběh křivek i hodnot úhlů a momentů v kloubech dolních končetin během oporové fáze krokového cyklu pravé dolní končetiny: průměrné úhly a momenty síly v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu pro probandy 01-19 v rámci normální chůze, extendované chůze a chůze s přikrčenými koleny.

Z výše uvedených průměrných hodnot byl pro hlezenní kloub získán minimální úhel kloubu v časně oporové fázi kroku v události A-plant, maximální úhel kloubu v pozdní oporové fázi kroku v události A-dors, minimální moment síly kloubu v časně oporové fázi v události A-plant a maximální moment síly kloubu v druhé polovině stojné fáze v události A-dors.

Pro kolenní kloub byl získán maximální úhel kloubu v první polovině stojné fáze v události K-flex a minimální úhel kloubu v druhé polovině stojné fáze v události K-ext, maximální moment síly kloubu v první polovině oporové fáze v události K-flex a minimální moment síly v druhé polovině oporové fáze v události K-ext.

Pro kyčelní kloub byl získán maximální úhel kloubu v časně oporové fázi v události H-flex a minimální úhel kloubu v pozdní oporové fázi kroku v události H-ext, maximální moment síly kloubu v časně oporové fázi v události H-flex a minimální moment síly kloubu v pozdní oporové fázi krokového cyklu v události H-ext.

4. Výsledky

4.1. Vliv postury na momenty síly v kloubech

Z Tukey post hoc analýzy vlivu druhu chůze (NCH, ECH, PCH) na úhel v kloubu a na moment síly během jednotlivých událostí krokového cyklu vyplývá, že druh chůze signifikantně ovlivňuje následující: úhel hlezna v události A-dors, viz Obrázek 10 A); úhel kolene v K-flex, K-ext, viz Obrázek 10 B); úhel kyčle v H-flex, H-ext, viz Obrázek 10 C); moment síly kolene v události K-flex, K-ext, viz Obrázek 10 E); moment síly hlezna v H-flex, viz Obrázek 10 F). Naopak druh chůze nemá signifikantní vliv na úhly hlezna v události A-plant, na momenty síly hlezna v události A-plant ani A-dors, a na moment síly kyčle v události H-ext.

Během události A-dors dochází ke zmenšení úhlu v hlezenním kloubu s přikrčením dolní končetiny. Statisticky signifikantní rozdíl ve změně úhlu pozorujeme jak mezi přikrčenou a normální chůzí, tak mezi přikrčenou a extendovanou chůzí. Rozdíl mezi úhly hlezna během normální a extendované chůze v události A-dors nebyl signifikantnější. V události A-plant výsledky nenaznačují žádnému signifikantnímu rozdílu v úhlech hlezna mezi měřenými typy chůze (Obrázek 10 A).

Výsledky Tukey post hoc analýzy vykazují statisticky signifikantní rozdíly mezi všemi druhy chůze během události K-flex. S extenzí kolenního kloubu dochází pochopitelně ke snížení hodnot úhlů kolene, při přikrčení dolní končetiny během chůze v události K-flex se naopak úhly v koleni během časné oporové fáze zvyšují. Během události K-ext dochází ke zvýšení úhlu v koleni při přikrčené chůzi, kdy signifikantní rozdíl ve změně úhlů kolene pozorujeme mezi přikrčenou a normální chůzí a mezi přikrčenou a extendovanou chůzí. Signifikantní rozdíl v úhlech kolene v události K-ext mezi normální a extendovanou chůzí nebyl pozorován (Obrázek 10 B).

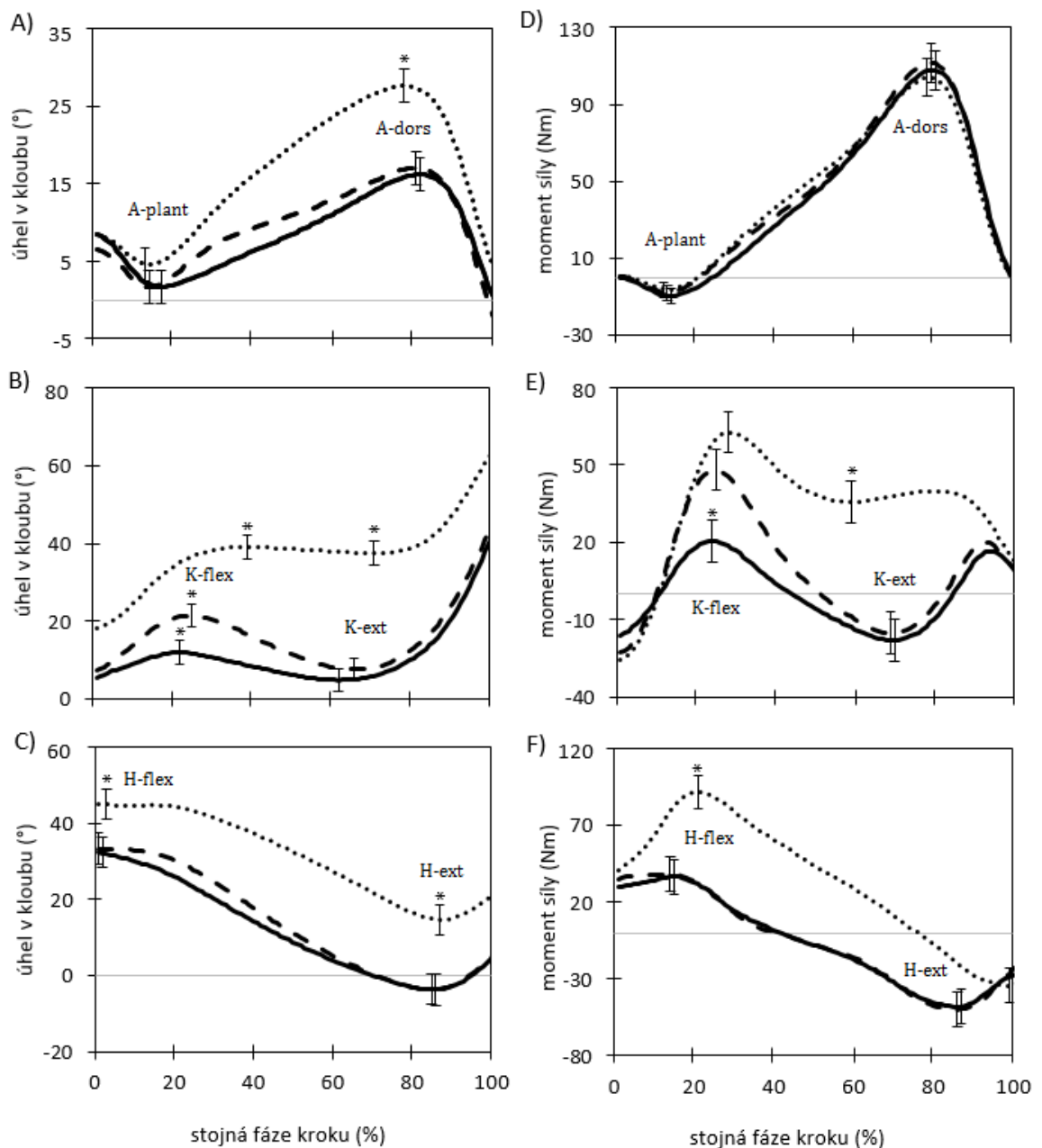
V události H-flex jsou úhly kyčle při přikrčené chůzi v porovnání s ostatními druhy chůze signifikantně větší. Extendovaná a normální chůze nevykazují signifikantní rozdíly v úhlech kyčle mezi sebou. V události H-ext jsou úhly v kyčli signifikantně větší opět během přikrčené chůze v porovnání s dalšími druhy chůze.

Rozdíl v úhlech kyčle v události H-ext mezi normální a extendovanou chůzí není signifikantní (Obrázek 10 C).

Během události A-plant a A-dors nepozorujeme žádný signifikantní rozdíl v momentech síly hlezna mezi všemi třemi druhy chůze. Momenty síly jsou v hlezenním kloubu v událostech A-plant a A-dors téměř shodné (obrázek 10 D).

Momenty síly kolene v první polovině oporové fáze v události K-flex signifikantně klesají s extenzí kolenního kloubu. Statisticky signifikantní rozdíl pozorujeme v momentech sil mezi extendovanou a normální chůzí a mezi extendovanou a přikrčenou chůzí. Rozdíl v momentech síly kolene mezi přikrčenou a normální chůzí v události K-flex není signifikantní. Největší rozdíl vykazují momenty síly kolene v druhé polovině stojné fáze v události K-ext, kdy jsou momenty síly během přikrčené chůze v porovnání s normální i extendovanou chůzí v této události vyšší se značným signifikantním rozdílem. Momenty síly kolene v události K-ext během extendované a normální chůze jsou téměř identické, není mezi nimi signifikantní rozdíl (Obrázek 10 E).

Signifikantní rozdíl v momentech síly kyčle v události H-flex pozorujeme mezi přikrčenou a normální chůzí, taktéž mezi přikrčenou a extendovanou chůzí. Mezi normální a extendovanou chůzí není rozdíl v momentech síly kyčle v události H-flex statisticky signifikantní. Momenty síly v kyčli během pozdní fáze stojné fáze v události H-ext nevykazují signifikantní rozdíly mezi žádnými druhy chůze (Obrázek 10 F).



Obrázek 10. Porovnání úhlů v hlezenním (A), kolenním (B) a kyčelním (C) kloubu a porovnání momentu síly v hlezenním (D), kolenním (E) a kyčelním (F) kloubu mezi normální (čárkovaná linie), extendovanou (plná linie) a přikrčenou chůzí (tečkovaná linie) během stojné fáze kroku. Události stojné fáze kroku jsou vyznačeny jako maximální plantární flexe hlezna (A-plant), maximální dorsální flexe hlezna (A-dors), maximální flexe kolene (K-flex), maximální extenze kolene (K-ext), maximální flexe kyčle (H-flex), maximální extenze kyčle (H-ext), konfidenční intervaly těchto bodů jsou znázorněny úsečkami. Konfidenční intervaly znázorňují na ose y rozsah hodnot, v jakém se měřený parametr může vyskytovat s 95% pravděpodobností. Symbol (*) znázorňuje statisticky signifikantní rozdíl mezi druhy chůze na hladině významnosti $p < 0,05$, viz výsledky z post hoc testu Tukey v Tabulce 6.

Tabulka 6. Výsledky post hoc testu Tukey. Porovnání úhlů v kloubech dolní končetiny během stojné fáze kroku v hlavních událostech v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v rámci normální chůze, extendované chůze a chůze s přikrčenými koleny.

Veličina	Událost	NCH × ECH	ECH × PCH	NCH × PCH
Úhel kloubu (°)	A-plant	ns	ns	ns
	A-dors	ns°	0,0001	0,0001
	K-flex	0,0067	0,0001	0,0001
	K-ext	ns	0,0001	0,0001
	H-flex	ns	0,0001	0,0001
	H-ext	ns	0,0001	0,0001
	Moment síly (Nm)	A-plant	ns	ns
A-dors		ns	ns	ns
K-flex		0,0051	0,0001	ns
K-ext		ns	0,0001	0,0001
H-flex		ns	0,0001	0,0001
H-ext		ns	ns	ns

A-plant, událost oporové fáze – maximální plantární flexe hlezna;

A-dors, událost oporové fáze – maximální dorsální flexe hlezna;

K-flex, událost oporové fáze – maximální flexe kolene;

K-ext, událost oporové fáze – maximální extenze kolene;

H-flex, událost oporové fáze – maximální flexe kyčle;

H-ext, událost oporové fáze – maximální extenze kyčle;

ns, nesignifikantní výsledek, $p > 0,05$.

4.2. Vliv velikosti těla na úhly v kloubech

Výsledky mnohonásobné lineární regrese a testovaného modelu pro vztah velikosti těla a úhlů v kloubech dolní končetiny během oporové fáze krokového cyklu popisuje Tabulka 4. Popisuje vliv velikosti těla na úhly v kloubu v událostech maximální plantární flexe (A-plant) a maximální dorzální flexe (A-dors) hlezenního kloubu, maximální flexe (K-flex) a maximální extenze (K-ext) kolenního kloubu a maximální flexe (H-flex) a maximální extenze (H-ext) kyčelního kloubu.

Regresní model testující vztah velikosti těla a úhlu hlezna v události A-plant nebyl statisticky signifikantní jako celek ($p = 0,632$). Regresní model testující vztah velikosti těla a úhlu hlezna v události A-dors také nebyl statisticky signifikantní jako celek ($p = 0,091$). Žádný z modelů nebyl signifikantní, i když do modelů byly přidány nezávislé proměnné bikristální šířka pánve, nebo rychlost chůze, či jejich kombinace vždy spolu s tělesnou hmotností a délkou dolní končetiny měřenou ve Visual3D.

Testovali jsme i model zahrnující nezávislou proměnnou délku dolní končetiny měřenou antropometricky, tento model také nebyl signifikantní jako celek.

Regresní model testující vztah velikosti těla a úhlu kolene v události K-flex nebyl statisticky signifikantní jako celek ($p = 0,272$). Tento model nebyl signifikantní, ani když jsme kontrolovali vliv nezávislých proměnných bikristální šířky pánve, nebo rychlosti chůze, či jejich kombinace vždy spolu s tělesnou hmotností a délkou dolní končetiny měřenou ve Visual3D. Testovali jsme i model zahrnující délku dolní končetiny měřenou antropometricky, tento model opět nebyl signifikantní jako celek. Regresní model testující vztah velikosti těla a úhlu kolene v události K-ext vysvětlil 30,5 % celkového rozptylu v K-ext. Tělesná hmotnost vykazovala nesignifikantní ($p = 0,056$) pozitivní vliv na úhel kolene v události K-ext ($\beta = 0,494$) a jedinečně vysvětlila 1,8 % rozptylu v úhlu kolene v K-ext. Délka dolní končetiny měla výraznější signifikantně negativní vliv ($\beta = -0,750$) a vysvětlila jedinečně celkem 25,1 % rozptylu v úhlu kolene v K-ext. Při kontrole bikristální šířky pánve v modelu, který byl signifikantní, vykazovala délka dolní končetiny signifikantně negativní vliv na úhel kolene v události K-ext ($\beta = -0,691$) a jedinečně vysvětlila 23,4 % rozptylu v K-ext. Vliv bikristální šířky pánve byl negativní, avšak nebyl signifikantní. Kontrolován byl i vliv rychlosti chůze a testovali jsme i model zahrnující délku dolní končetiny měřenou antropometricky, avšak tyto dva modely nebyly signifikantní jako celky.

Regresní model, kterým byl testován vztah velikosti těla a úhlu kyčle v události H-flex byl hraničně nesignifikantní ($p = 0,051$). Tělesná hmotnost však signifikantně pozitivně ovlivnila úhel kyčle v události H-flex ($\beta = 0,595$) a jedinečně vysvětlila 8 % rozptylu v H-flex. Délka dolní končetiny signifikantně negativně ovlivnila úhel kyčle v události H-flex ($\beta = -0,610$) a jedinečně zodpovídala za 3,4 % rozptylu v H-flex. Regresní model testující vztah velikosti těla a úhlu kyčle v události H-ext vysvětlil téměř 25 % celkového rozptylu v H-ext. Vliv tělesné hmotnosti byl také signifikantně pozitivní ($\beta = 0,613$) a vysvětlil jedinečně 7,5 % rozptylu v H-ext. Délka dolní končetiny měla signifikantně negativní vliv na H-ext ($\beta = -0,630$) a jedinečně vysvětlila 12,5 % rozptylu v H-ext.

Tabulka 4. Model mnohonásobné lineární regrese pro vztah velikosti těla a úhlu v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu během oporové fáze kroku.

Kloub	Událost	R ² modelu ^a	Nezávislá proměnná	b	β	p	sr ²
Hlezno	A-plant	-0,062 ^{ns}	Tělesná hmotnost	0,080	0,272	0,371	0,035
			Délka dolní končetiny	-0,053	-0,080	0,791	0,011
	A-dors	0,166 ^{ns}	Tělesná hmotnost	-0,053	-0,080	0,213	0,006
			Délka dolní končetiny	-0,370	-0,620	0,031	0,171
Koleno	K-flex	0,044 ^{ns}	Tělesná hmotnost	0,245	0,470	0,114	0,012
			Délka dolní končetiny	-0,368	-0,312	0,283	0,026
	K-ext	0,305*	Tělesná hmotnost	0,237	0,494	0,056	0,018
			Délka dolní končetiny	-0,814	-0,750	0,006	0,251
Kyčel	H-flex	0,224 ^{ns}	Tělesná hmotnost	0,237	0,595	0,032	0,008
			Délka dolní končetiny	-0,550	-0,610	0,028	0,034
	H-ext	0,247*	Tělesná hmotnost	0,333	0,613	0,026	0,075
			Délka dolní končetiny	-0,776	-0,630	0,023	0,125

R² modelu^a, adjustovaný koeficient determinace modelu, bere v úvahu počet proměnných a velikost R² na základě tohoto údaje objektivně adjustuje;

^{ns} nesignifikantní model, $p > 0,05$;

* $p < 0,05$;

b, regresní koeficient udávající směr přímky;

β, standardizovaný regresní koeficient beta, vyjadřuje korelační vztah;

p, p-hodnota pro nezávislé proměnné;

sr², semiparciální koeficient determinace, vyjadřuje podíl rozptylu v závislé proměnné vysvětlený nezávislou proměnnou jedinečně

4.3. Vliv velikosti těla na momenty síly v kloubech

Výsledky mnohonásobné lineární regrese a testovaných modelů testujících vztah velikosti těla a momentu síly kloubů dolní končetiny během oporové fáze krokového cyklu demonstruje Tabulka 5. Vliv velikosti těla na momenty síly popisuje Tabulka 5 v událostech maximální plantární flexe (A-plant) a maximální dorzální flexe (A-dors) hlezenního kloubu, maximální flexe (K-flex) a maximální extenze (K-ext) kolenního kloubu a maximální flexe (H-flex) a maximální extenze (H-ext) kyčelního kloubu.

Pro vztah mezi velikostí těla a momentem síly v události A-plant nebyl model statisticky signifikantní jako celek ($p = 0,846$). Regresní model popisující vztah velikosti těla a momentu síly v hleznu v události A-dors vysvětlil 70,5 % celkového rozptylu. Tělesná hmotnost vykazovala signifikantně pozitivní vliv ($\beta = 0,558$) na moment síly v události A-dors, vysvětlila jedinečně 8,1 % rozptylu momentu síly

v A-dors. Délka dolní končetiny měla signifikantně pozitivní vliv ($\beta = 0,407$) na moment síly v A-dors a jedinečně vysvětlila téměř 14,6,5 % rozptylu momentu síly v A-dors. Kontrolovali jsme i vlivy nezávislých proměnných bikristální šířky pánve, rychlosti chůze, nebo jejich kombinace vždy spolu s tělesnou hmotností a délkou dolní končetiny měřenou ve Visual3D. Všechny modely byly signifikantní jako celek, ale vliv nových proměnných nebyl v žádném z modelů signifikantní. Testovali jsme i model zahrnující délku dolní končetiny měřenou antropometricky, tento model byl signifikantní jako celek, vysvětlil téměř 70 % celkového rozptylu momentu síly v události A-dors, a ve kterém se vliv délky dolní končetiny měřené antropometricky téměř nelišil od délky dolní končetiny z předchozího modelu uvedeného v Tabulce 5. Délka dolní končetiny měřena antropometricky tedy vykazovala také signifikantně pozitivní vliv na moment síly hlezenního kloubu v A-dors ($\beta = 0,420$) a jedinečně vysvětlila 13,9 % rozptylu momentu síly v A-dors.

Regresní model vyjadřující vztah mezi velikostí těla a momentem síly v koleni v události K-flex vysvětlil pouze 24 % celkového rozptylu momentu síly v K-flex. Tělesná hmotnost měla signifikantně pozitivní vliv na moment síly v K-flex ($\beta = 0,666$) a jedinečně vysvětlila 15,5 % rozptylu momentu síly v K-flex. Vliv délky dolní končetiny byl negativní ($\beta = -0,222$), avšak nebyl statisticky signifikantní. Regresní model popisující vztah mezi velikostí těla a momentem síly v koleni v události K-ext vysvětlil 42 % celkového rozptylu. Tělesná hmotnost vykazovala signifikantně pozitivní vliv na moment síly v K ext ($\beta = 0,486$) a vysvětlila jedinečně 11,4 % rozptylu momentu síly v K-ext. Délka dolní končetiny vykazovala signifikantně silně negativní vliv na moment síly v K-ext ($\beta = -0,852$) a jedinečně vysvětlila 6,7 % rozptylu. Kontrolovali jsme opět nezávislé proměnné bikristální šířku pánve, rychlost chůze, nebo jejich kombinaci vždy spolu s tělesnou hmotností a délkou dolní končetiny měřenou ve Visual3D. Testovali jsme i model zahrnující vliv délky dolní končetiny měřené antropometricky. Většina modelů nebyla signifikantní jako celek, u statisticky signifikantních modelů jako celků však žádná z nově přidaných proměnných nevykazovala statisticky signifikantní vliv.

Regresní model vyjadřující vztah mezi velikostí těla a momentem síly v kyčli v události H-flex vysvětlil 35 % celkového rozptylu. Tělesná hmotnost vykazovala

signifikantně pozitivní vliv na moment síly v H-flex ($\beta = 0,627$) a jedinečně vysvětlila 16,1 % rozptylu momentu síly v H-flex. Délka dolní končetiny vykazovala statisticky nesignifikantní pozitivní vliv ($\beta = 0,041$). Regresní model A), vyjadřující vztah mezi velikostí těla a momentem síly v kyčli v H-ext, vysvětlil téměř 41 % celkového rozptylu. Tělesná hmotnost vykazovala signifikantně negativní vliv na moment síly v H-ext ($\beta = -0,552$) a jedinečně vysvětlila 4,7 % rozptylu momentu síly v H-ext. Délka dolní končetiny vykazovala statisticky nesignifikantní negativní vliv na moment síly v H-ext ($\beta = -0,202$). Regresní model B), který zahrnoval tělesnou hmotnost, délku dolní končetiny a rychlost chůze, vysvětlil 54 % celkového rozptylu momentu síly v H-ext. U tělesné hmotnosti je zachován téměř shodný signifikantně negativní vliv ($\beta = -0,529$) na moment síly v H-ext jako v modelu A), a tělesná hmotnost jedinečně vysvětlila téměř shodné procento rozptylu, 5,0 %. Délka dolní končetiny zde vykazovala taktéž statisticky nesignifikantní negativní vliv na moment síly v H-ext ($\beta = -0,179$). Rychlost chůze vykazuje signifikantně negativní vliv na moment síly v H-ext ($\beta = -0,381$) a jedinečně vysvětlila 41,8 % rozptylu v H-ext. Kontrolovali jsme i vliv bikristální šířky pánve. Navíc jsme opět testovali i model obsahující délku dolní končetiny měřenou antropometricky. Tyto modely byly signifikantní jako celky, ani žádná z nově přidaných proměnných již nevykazovala statisticky signifikantní vliv a nebyla významným prediktorem pro vysvětlení rozptylu.

Tabulka 5. Model mnohonásobné lineární regrese pro vztah velikosti těla a momentu síly v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu během oporové fáze kroku.

Kloub	Událost	R ² modelu ^a	Nezávislá proměnná	b	β	p	sr ²
Hlezno	A-plant	-0,102 ^{ns}	Tělesná hmotnost	-0,023	-0,066	0,830	0,004
			Délka dolní končetiny	-0,077	-0,095	0,756	0,037
	A-dors	0,705 ^{***}	Tělesná hmotnost	0,909	0,558	0,003	0,081
			Délka dolní končetiny	1,501	0,407	0,019	0,146
Koleno	K-flex	0,239*	Tělesná hmotnost	1,098	0,666	0,017	0,155
			Délka dolní končetiny	-0,830	-0,222	0,389	0,013
	K-ext	0,424 ^{**}	Tělesná hmotnost	0,570	0,486	0,041	0,114
			Délka dolní končetiny	-2,266	-0,852	0,001	0,067
Kyčel	H-flex	0,353*	Tělesná hmotnost	0,741	0,627	0,015	0,161
			Délka dolní končetiny	0,111	0,041	0,860	0,009
	A) H-ext	0,407 ^{**}	Tělesná hmotnost	-0,700	-0,552	0,024	0,047
			Délka dolní končetiny	-0,582	-0,202	0,374	0,014
	B) H-ext	0,540 ^{**}	Tělesná hmotnost	-0,671	-0,529	0,016	0,053
			Délka dolní končetiny	-0,514	-0,179	0,374	0,072
			Rychlost	-38,557	-0,381	0,032	0,418

R² modelu^a, adjustovaný koeficient determinace modelu, bere v úvahu počet proměnných a velikost R² na základě tohoto údaje objektivně adjustuje;

^{ns} nesignifikantní model, p > 0,05;

* p < 0,05;

** p < 0,01;

*** p < 0,001;

b, regresní koeficient udávající směr přímky;

β, standardizovaný regresní koeficient beta, vyjadřuje korelační vztah;

p, p-hodnota pro nezávislé proměnné;

sr², semiparciální koeficient determinace, vyjadřuje podíl rozptylu v závislé proměnné vysvětlený nezávislou proměnnou jedinečně.

5. Diskuze

V rámci testování našich regresních modelů a analýzy rozptylu jsme ověřili hypotézu, že velikost těla ovlivňuje biomechaniku chůze v oporové fázi krokového cyklu. Z našich výsledků vyplývá, že postura ovlivňuje momenty sil v kloubech dolní končetiny, adjustace postury může být využita pro moderování momentů sil. Jedinci s větší velikostí těla využívají posturální moderační mechanismy, kterými snižují působení momentů sil v kloubech dolní končetiny.

5.1. Vliv postury na momenty síly v kloubech

Z našich výsledků vyplývá, že moment síly hlezenního kloub je resistantní vůči změnám postury. Ani extendovaná ani přikrčená chůze, v porovnání s normální chůzí, nijak neovlivnily momenty síly v hleznu. Extendovaná chůze v naší práci nevyvolala změny v úhlech hlezna v časné ani v pozdní opoře. Nepodařilo se nám vyvolat větší plantární flexi v časné oporové fázi. Vyvolali jsme větší dorzální flexi hlezna v pozdní fázi opory. Větší dorzální flexe však neovlivnila momenty síly v hleznu v této události. Náš výsledek se shoduje se studií Hory a kolektivu (2017), dle které je moment síly během plantární flexe i dorzální flexe rezistentní vůči posturálním změnám. Náš výsledek experimentálně podpořil matematické modelování Hory a kolektivu (2017), dle kterého má změna postury hlezna v pozdní opoře minimální vliv na úhel hlezna. Z našich dat nelze předpokládat, že by větší jedinci v hleznu využívali posturálních adjustací za účelem snížit momenty síly v kloubu. Naše výsledky však nevylučují, že by jako moderační mechanismus momentu síly hlezna mohla sloužit pomalejší rychlost chůze, zkrácení krokového cyklu nebo jednotlivých fází kroku. Zkrácením délky krokového cyklu, respektive zkrácením jednotlivých kroků, lze moderovat momenty sil v kloubech dolní končetiny (McGrath et al., 2019).

Změna postury v kolenním kloubu momenty síly v naší práci ovlivnila, a to jak v časné, tak v pozdní opoře. S extendovanou posturou kolene se snížil moment síly v časné opoře. S přikrčenou posturou kolene se zvýšil moment síly během pozdní opory. Naše výsledky naznačují, že zmenšení úhlu kolene v časné oporové fázi krokového cyklu lze využít pro moderování momentu síly v kloubu. Naše výsledky souhlasí s výsledkem Hory a kolektivu (2017). U extendované chůze se nám podařilo

vyvolat změnu úhlů v kloubu pouze v první polovině oporové fáze, v druhé polovině oporové fáze se nám nepodařilo nasimulovat chůzi, během které by se úhly zmenšily, momenty síly se tedy taktéž nezměnily. Naše výsledky naznačují, že pro moderaci momentů sil v kolenu lze využít menší flexi v časně oporové fázi.

Změna postury dolní končetiny dle výsledků naší práce ovlivňuje momenty síly v kyčelním kloubu. Při extendované chůzi se úhly ani momenty síly v kyčli nelišily od úhlů a momentů síly při normální chůzi. Vliv postury můžeme odvozovat jen z poznatků z příkrčené chůze, během které se úhly v kyčli zvětšily v časně i pozdní opoře. Se zvětšením úhlů se zvýšily momenty síly v kyčli v časně opoře. Porovnání se studií Hory a kolektivu (2017) vykazuje částečnou shodu ve výsledcích. S Horou a kolektivem (2017) se shodujeme, že moment síly během extenze kyčle v pozdní opoře je relativně resistantní vůči posturálním změnám. Autorům Horovi a kolektivu (2017) v porovnání s námi matematickým modelováním vyšlo, že moment síly během flexe kyčle v časně oporové fázi lze moderovat zmenšením úhlu, respektive menším flektováním kyčle. To jsme sice nemohli prokázat u našeho souboru jako celku, ale tuto hypotézu podporuje chůze několika probandů v souboru, viz Příloha 3 a Příloha 4, probandi P02-P04, P09-P12 A P14. Tito probandi dokázali při extendované chůzi v časně oporové fázi méně flektovat koleno než během normální chůze a moment síly se jim snížil. Nejvýraznější snížení momentu adjustací postury nastalo u probanda P02, který zmenšil úhel kyčle o $3,4^\circ$ a moment síly se snížil o 20,8 Nm. Experimentálně vyvolané snížení úhlu v kyčli v časně opoře se nepodařilo u souboru jako celku, ale u vyjmenovaných probandů výše snížilo moment síly, stejně jak posturální moderaci momentu síly v kyčli modeloval ve své studii Hora a kolektiv (2017).

Ověřili jsme, že momenty síly je možné moderovat v kolenu v první polovině oporové fáze zmenšením flexe kolene. U hlezna ani u kolene se nám nepodařilo prokázat, že by změna postury moderovala moment síly v kloubu. V hleznu ani kyčli jsme ovšem nevyvolali dostatečné zmenšení úhlů, které by mohlo vést ke snížení momentu sil dle našich předpokladů.

5.2. Vliv velikosti těla na úhly v kloubech

Z regresních modelů vyplývá, že jsme nenašli žádný signifikantní vztah mezi tělesnou velikostí a úhly v hlezenním kloubu. Naše regresní modely nebyly signifikantní jako celek. Z našich výsledků tedy nevyplývá, že by tělesná hmotnost ani délka dolní končetiny měly prokazatelný vliv na posturu hlezenního kloubu. Naše výsledky souhlasí s výsledky ze studie Hory a kolektivu (2017), ve kterých se také tento vztah nepotvrdil. Odlišné výsledky publikovali DeVita a Hortobágyi (2003), kteří zaznamenali vztah mezi velikostí těla a úhlem v hlezenním kloubu. Dle jejich studie tělesně hmotnější jedinci chodí s větším úhlem během plantární flexe hlezna v časně opoře. Rozdíl ve výsledcích si můžeme vysvětlit souborem zahrnutým do studie DeVity a Hortobágyie (2003), který obsahoval obézní jedince a vliv tělesné hmotnosti byl zákonitě mnohem vyšší. Oproti tomu v našem souboru, ani v souboru Hory a kolektivu (2017), se nenacházeli žádní obézní lidé.

Jednou z našich hypotéz bylo, že tělesná hmotnost zmenšuje úhly v kolenním kloubu během oporové fáze krokového cyklu. Výsledky našeho experimentu hypotézu nepodpořily. Tělesná hmotnost v našich výsledcích nemá signifikantní vliv na úhly kolene ani v první polovině oporové fáze krokového cyklu, kdy model nebyl signifikantní jako celek, ani v druhé polovině oporové fáze. V druhé polovině oporové fáze byl vliv tělesné hmotnosti v našich výsledcích pozitivní, avšak vztah byl lehce za hranicí signifikance ($p = 0,056$). To by znamenalo, že tělesně hmotnější jedinci chodí s více ohnutými klouby během pozdní opory, což není v souladu s naší hypotézou. Dle Hory a kolektivu (2017) a DeVity a Hortobágyie (2003) tělesně hmotnější jedinci méně flektují kolenní kloub, tedy zmenšují úhly kolene, v první polovině oporové fáze, v pozdní oporové fázi Hora a kolektiv (2017) vliv tělesné hmotnosti neidentifikovali. Ve studii Hory a kolektivu (2012) prokázali nesignifikantní negativní vztah mezi tělesnou hmotností a úhlem v koleni v druhé polovině oporové fáze kroku. Jinak řečeno, tělesně hmotnější jedinci podle Hory a kolektivu (2012) udržují kolena více extendovaná v druhé polovině krokového cyklu. Výsledky studií Hory a kolektivu (2012, 2017) a DeVity a Hortobágyie (2003) podporují naši hypotézu, že se s tělesnou hmotností zmenšuje úhel v koleni, kterou jsme vlastními výsledky bohužel neprokázali. Vztah mezi

tělesnou hmotností a úhly v koleni se pravděpodobně neprokázal z důvodu nedostatečné velikosti souboru zahrnutého do naší práce, který je ve srovnání s ostatními studii (DeVita and Hortobágyi, 2000; Gruss, 2007; Hora et al., 2017) malý.

Z našich výsledků vyplývá, že délka dolní končetiny neovlivnila úhel kolene v časně fázi opory, regresní model nebyl signifikantní jako celek. V pozdní oporové fázi kroku se s délkou dolní končetiny zvětšoval úhel během extenze kolene. Jedinci s delší dolní končetinou chodí s více extendovanými koleny, což se shoduje s výsledky Gruss (2007). Částečně se naše výsledky shodují s výsledky Hory a kolektivu (2012), v jejichž výzkumu autoři neprokázali žádný signifikantní vztah mezi délkou dolní končetiny a úhlem v koleni v časně ani v pozdní fázi krokového cyklu. V porovnání našich výsledků, které se shodují s Gruss (2007), oproti výsledkům Hory a kolektivu (2012) mohl rozdíl způsobit odlišný využitý *marker set*. Rozdílné umístění markerů či jiný *marker set* ke sledování kinematických údajů mohl způsobit rozdíly v úhlech kolene (Perry and Burnfield, 2010) a způsobit nesignifikantní vztah mezi délkou dolní končetiny a úhlem kolene ve studii Hory a kolektivu (2012).

Předpokládali jsme, že se s délkou dolní končetiny bude zvětšovat úhel kyčle. Oproti očekávání jsme v naší práci neprokázali vztah mezi velikostí těla a úhlem v kyčelním kloubu v časně oporové fázi krokového cyklu. Model sice nebyl signifikantní jako celek, ale byl blízko hranice signifikance ($p = 0,051$) a vliv tělesné hmotnosti i délky dolní končetiny byl signifikantní – tělesná hmotnost zvětšuje úhel flexe a délka dolní končetiny zmenšuje úhel flexe v časně opoře. Vliv hmotnosti těla i délky dolní končetiny na úhel v kyčli nám výsledky potvrdily v pozdní oporové fázi. Tělesně hmotnější jedinci méně extendují kyčel v pozdní opoře a jedinci s delší dolní končetinou více extendují kyčel při chůzi během pozdní opory, čímž výsledky částečně podpořily naši hypotézu. Naše výsledky se částečně shodují s výsledky Hory a kolektivu (2017), ale neshodují s výsledky DeVity a Hortobágyie (2003). Hora a kolektiv (2017) prokázal vztah mezi délkou dolní končetiny a flexí kyčle během časně opory, dle kterého jedinci s delší dolní končetinou méně flektují kyčelní kloub, což vyplývá i z našich výsledků z modelu, který je blízko hranice signifikance ($p = 0,051$).

Dle Hory a kolektivu (2017) tělesná hmotnost nevykazovala žádný signifikantní vztah v časně opoře. Hora a kolektiv (2017) neprokázali žádný vztah mezi tělesnou velikostí a úhlem kyčle v pozdní opoře. Dle DeVity a Hortobágyie (2003) chodí tělesně hmotnější jedinci s více extendovanou posturou během časně i pozdní opory, což naznačují naše výsledky pouze z modelu na hranici signifikance z časně opory. Rozdíly ve výsledcích s Horou a kolektivem (2017) mohly způsobit rozdíly ve způsobu měření délky dolní končetiny. V našem experimentu jsme využívali v regresních modelech především délku dolní končetiny měřenou v programu Visual3D, šlo tedy o přímou vzdálenost mezi centrem kyčelního kloubu a *malleolus medialis*. Ve studii Hory a kolektivu (2017) měřili délku dolní končetiny jako součet délky stehna a bérce v programu Visual3D. Rozdíly ve studii s deVitou a Hortobágyiem (2003) mohly být způsobené absencí obézních probandů v našem souboru.

Regresní modely, ve kterých jsme navíc kontrolovali rychlost chůze, nebyly signifikantní jako celky. To se liší v porovnání se studií Hory a kolektivu (2017), ve které rychlost chůze vykazovala signifikantně pozitivní vliv na úhly kolene a kyčle v časně oporové fázi. Vliv rychlosti chůze se v naší práci pravděpodobně neprokázal z důvodu nízké variability v rychlosti chůze. Průměrná rychlost chůze ve studii Hory a kolektivu (2017) byla vyšší než průměrná rychlost chůze v naší práci. Probandi Hory a kolektivu (2017) chodili navíc během sběru dat po běžeckém pásu, zatímco naši probandi chodili po zemi.

5.3. Vliv velikosti těla na momenty v kloubech

Výsledky našich lineárních regresí prokázaly vliv velikosti těla na momenty síly ve všech třech sledovaných kloubech dolní končetiny během oporové fáze kroku. Tělesná hmotnost zvýšila momenty síly v hleznu, koleni i v kyčli. Délka dolní končetiny zvyšuje momenty síly v hleznu a koleni během pozdní opory, kyčelní kloub neovlivňuje.

V hlezenním kloubu jsme v časně oporové fázi neprokázali, že by tělesná hmotnost ani délka dolní končetiny měly vliv na momenty síly, model nebyl signifikantní jako celek. V pozdní fázi opory z našich výsledků vyplývá, že tělesná hmotnost i délka dolní končetiny silně signifikantně ($p < 0,001$) zvyšují momenty síly

v hlezenním kloubu. Výsledky se částečně shodují s Horou a kolektivem (2017). Oproti našim výsledkům měla tělesná hmotnost ve studii Hory a kolektivu (2017) pozitivní vliv na velikost momentů hlezna v časné opoře, což jsme v naší práci neprokázali. Podle výsledků studie Hory a kolektivu (2017) se v časné i pozdní fázi opory prokázal pozitivní vliv délky dolní končetiny na momenty síly hlezna, avšak zvýšení momentů sil bylo téměř zanedbatelné (zvýšení o 1 % v časné a 1 % v pozdní opoře). Tělesně hmotnější jedinci vykazovali dle nás i dle Hory a kolektivu (2017) zvýšení momentů sil v hleznu v pozdní opoře. V pozdní opoře se shodujeme i ve vlivu délky dolní končetiny. Jedinci s delší dolní končetinou mají podle nás i dalších autorů (Gruss, 2007; Hora et al. 2017) vyšší momenty síly během dorzální flexe hlezna v pozdní opoře. *Peak* momentu síly hlezna našeho souboru v události A-plant, není v porovnání s celým průběhem křivky momentu síly v hleznu, výrazný (viz Obrázek 10 D) a může tak být důvodem, proč jsme neprokázali žádný vztah mezi velikostí těla a momentem síly v časné opoře.

Předpokládali jsme, že s tělesnou hmotností se budou momenty síly v koleni zvyšovat. V kolenním kloubu jsme v časné opoře prokázali, že s větší tělesnou hmotností narůstá moment síly v koleni. V pozdní fázi kroku se v našem experimentu, oproti našemu předpokladu, momenty síly snižují s vyšší tělesnou hmotností. Naše výsledky se částečně shodují s výsledky Hory a kolektivu (2017). Výsledky Hory a kolektivu (2017) naznačují, že s tělesnou hmotností narůstá moment síly v koleni v časné i pozdní fázi kroku, což je částečně v rozporu s našimi výsledky. Rozdílné výsledky v druhé polovině oporové fáze vysvětluje poznatek, že tělesně hmotnější jedinci v našem souboru v druhé polovině oporové fáze chodí s méně extendovanými koleny a svou hmotnost při chůzi kompenzují změnou postury kolene. Jinak řečeno, změnou postury se tělesně hmotnějším jedincům momenty síly v koleni snižují. To znamená, že využívají moderačního mechanismu během oporové fáze kroku v podobě adjustace postury menší extenzí kolene. Experimentálně jsme potvrdily předpoklad Hory a kolektivu (2017) založený na matematickém modelování. Moderační mechanismus v koleni během první poloviny oporové fáze prokázali ve své studii DeVita a Hortobágyi (2003), dle kterých tělesně hmotnější jedinci kompenzují tělesnou hmotnost koleni zmenšením úhlů během flexe kolene. Přítomnost moderačního mechanismu ve vztahu k tělesné hmotnosti v časné oporové fázi naše

výsledky nenaznačují. Rozdíl může být způsoben naším souborem, který tvořili neobézní probandi, kteří se z velké části v minulosti i v době sběru dat věnovali pravidelně sportovním aktivitám, zatímco ve studii DeVity a Hortobágyie (2003) tvořili soubor probandů obézní jedinci. Předpokládáme, že v našem souboru tělesně hmotnější probandi vykazovali větší svalovou sílu extenzorů kolene, kterou kompenzovali vyšší moment síly v koleni v časně opoře.

Předpokládali jsme, že s délkou dolní končetiny se budou momenty síly v koleni zvyšovat. V kolenním kloubu jsme v první polovině oporové fáze tento vztah neprokázali. V druhé polovině oporové fáze se v našem experimentu dle očekávání s delší dolní končetinou momenty síly v koleni zvyšují. Jak Gruss (2007) přímým měřením, tak i Hora a kolektiv (2017) matematickým modelováním zjistili, že s délkou dolní končetiny narůstá velikost momentu během flexe v první polovině oporové fáze. Tento vztah se v našich výsledcích nepotvrdil. Oproti našim výsledkům nevyšel Gruss (2007) žádný signifikantní vztah mezi délkou dolní končetiny a momentem síly v druhé polovině opory. Dle Hory a kolektivu (2017) se moment síly během extenze kolene v druhé polovině oporové fáze s delší dolní končetinou snižuje, což nesouhlasí s našimi výsledky. Z výsledků Gruss (2007) vyplynulo, že lidé s delšími dolními končetinami, kteří chodí v pozdní fázi s extendovanějšími koleny než lidé s kratšími dolními končetinami (detekovali jsme stejný výsledek), touto posturou docílili stejně velkých momentů sil v koleni, což naznačuje přítomnost moderačního mechanismu. Z našich výsledků vyplývá, že přesto, že jedinci s delší dolní končetinou chodí s více extendovanými koleny v druhé polovině opory, momenty síly v koleni se zvyšují, což se neshoduje se studií Hory a kolektivu (2017). Pro jedince s delší dolní končetinou dle našich výsledků není adjustace postury kolene v druhé polovině oporové fáze dostatečně efektivní moderační mechanismus pro snížení momentu síly a neprokázali jsme, že by se námi sledované změny postury osvědčily pro moderování momentu síly v pozdní opoře. Nesrovnalosti s jinými studii (Gruss, 2007; Hora et al. 2017) by mohly být způsobené odlišným způsobem v měření délky dolní končetiny. Zatímco v naší práci jsme délku dolní končetiny měřili virtuálně jako přímou vzdálenost mezi centrem kyčelního kloubu a bodem *malleolus medialis*, autorka Gruss (2007) měřila délku dolní končetiny antropometricky jako součet délek

bérce a stehna, autoři Hora a kolektiv (2017) měřili délku dolní končetiny virtuálně jako součet délek bérce a stehna.

V kyčelním kloubu jsme dle předpokladu prokázali, že s větší tělesnou hmotností se zvětšují momenty sil v kloubu v časně i pozdní oporové fázi kroku. Výsledky Hory a kolektivu (2017) se s tím naším ve vlivu hmotnosti na momenty síly v kyčli neshoduje, žádný vztah mezi tělesnou hmotností a momentem síly v kyčli Hora a kolektiv (2017) nedetekoval. Dle našich výsledků tělesně hmotnější jedinci v druhé polovině oporové fáze méně extendují kyčel a moment síly se zvyšuje. Tělesně hmotnější jedinci v první polovině oporové fáze nevyžívají posturální moderační mechanismy v kyčli a mají tak vyšší momenty síly v kyčli. Pro tělesně hmotnější jedince jsme v druhé polovině oporové fáze neprokázali, že by změna postury kyčle související s vyšší tělesnou hmotností vedla ke snížení momentů sil v kyčli. V pozdní fázi opory jsme však na základě našich dat přítomnost moderačního mechanismu v kyčli nepředpokládali ani my, ani Hora a kolektiv (2017).

Oproti našemu předpokladu se vliv délky dolní končetiny na moment síly kyčle neprokázal ani v časně, ani v pozdní fázi opory. Ve studii Hory a kolektivu (2017) podle matematické predikce s narůstající délkou dolní končetiny narůstala i velikost momentu síly v kyčli v pozdní opoře. Nepřítomnost vztahu délky dolní končetiny a momentů síly v kloubu Gruss (2007) vysvětluje přítomností moderačních mechanismů, kterými jedinci momenty síly moderují. V našem souboru během druhé poloviny oporové fáze lidé s delšími dolními končetinami více extendují kyčle a experimentálně ověřili, že velikost momentů sil v kyčli mezi tělesně většími a menšími jedinci je stejná. Jedinci s delší dolní končetinou tedy posturálně adjustují moment síly, respektive využívají posturálních moderačních mechanismů, čímž zamezují zvýšení momentu síly.

V dřívější části naší práce jsme ověřili, že momenty síly je možné moderovat v kolenu v první polovině oporové fáze zmenšením flexe kolene. Nepotvrdili jsme, že by jedinci s větší velikostí těla využívali posturálního moderačního mechanismu v kolenu v první polovině oporové fáze. Z výsledku však vyplynulo, že tělesně hmotnější jedinci adjustují posturu kolene a menší extenzí v druhé polovině oporové

fáze moderují momenty síly. V dřívější části práce se nám u hlezna ani kyčle nepodařilo prokázat, že by změna postury moderovala moment síly v kloubu. I přesto se nám podařilo prokázat přítomnost moderačního mechanismu v kyčli v pozdní opoře. Prokázali jsme, že jedinci s delší dolní končetinou více extendují kyčel v časné opoře a předchází tím zvýšení momentu síly.

5.4. Limity práce a směr dalšího výzkumu

Za největší limit této práce lze považovat velikost našeho souboru zahrnutého do našeho experimentu. 19 probandů je v rámci statistických analýz velmi nízký vzorek a taková skutečnost se může odrazit ve výsledcích. U malého souboru se může projevit vliv náhodných činitelů. Malý soubor může být také důvod, proč jsme neprokázali ve výsledcích vztah mezi velikostí těla a některými úhly v kloubu či momenty sil v kloubech dolní končetiny. Malý soubor může být také důvod, proč některé vztahy v regresních modelech nebyly silné.

Limitem může být i způsob změny postury trupu během přikrčené chůze. Probandi nebyli instruováni ke změně pozice trupu během přikrčené chůze. Způsob přikrčení, snížení či ohnutí trupu byl libovolný. Přesným sledováním postury trupu vzhledem k segmentům dolní končetiny bychom získali informace o změně těžiště těla. Změna těžiště těla hraje roli při hodnocení energetické náročnosti chůze (Ortega and Farley, 2005;), a mohla by pomoci komplexnímu popsání mechanické zátěže přikrčené chůze. V poslední řadě pozice těžiště těla ovlivňuje velikost momentů sil (Gruss, 2007), což je další z důvodů, proč by bylo vhodné sledovat těžiště těla nejenom během přikrčené chůze, ale i během normální a extendované chůze. Poloha těžiště těla by mohla být další nezávislá proměnná v regresních modelech, která by mohla pomoci vysvětlit rozptyl v závislých proměnných.

Dalším pokračováním této práce by mohla být detailnější analýza vlivu velikosti těla na biomechaniku chůze. Během sběru dat, které se uskutečnilo při zpracování této diplomové práce, jsme získali data i pro další druhy chůze, které jsme neanalyzovali. Těmito druhy chůze byla chůze se zátěží, která byla měřena na rovné trajektorii v přirozené rychlosti chůze probanda. Na hrudník probanda byla umístěna zátěžová vesta, která obsahovala 20 % tělesné hmotnosti probanda. Přidaná

hmotnost byla rovnoměrně rozmístěna v zátěžové vestě na anteriorní i posteriorní část hrudníku a simulovala rovnoměrné zvýšení tělesné hmotnosti, nikoliv však nošení nákladu. Dále jsme získali data z dalších dvou druhů přikrčené chůze, kdy byla nastavena míra přikrčení na 80 a 70 % tělesné výšky probanda. Bohužel těmto datům již nebylo možné věnovat prostor v této diplomové práci, ale výsledky by byly dalším přínosem pro studium vlivu změny tělesné hmotnosti na úhly a momenty síly dolní končetiny.

Svalová síla a reakční síly v kloubu, respektive jejich momenty sil představují největší komponent z celkového zatížení kloubů (Glitsch and Baumann, 1997; Pedersen et al., 1997; DeVita and Hortobágyi, 2001). Mechanické zatížení kloubů bychom mohli sledovat pomocí lékařských zobrazovacích metod, a to za cílem ověřit, zda se liší morfologie kostí dolní končetiny podle předpokládaných znaků. Předpokládáme, že by klouby a kosti dolní končetiny u jedinců, kteří posturálně nekompensují větší velikost těla za cílem snížit zatížení dolní končetiny, mohly vykazovat strukturální změny – znaky v reliéfu kosti či ve vzniku entezopatií (Hawkey and Merbs, 1995; Pearson, 2000; Ruff et al., 2006) po vyšší svalové aktivitě, která musela stabilizovat klouby tělesně větších jedinců. Jelikož vyšší tělesná hmotnost, která zatěžuje klouby dolní končetiny, může vést k poškození kloubů dolní končetiny (Stürmer et al., 2000), předpokládáme, že by zátěž dolní končetiny, která není dlouhodobě moderována, mohla být pozorovatelná v kloubním povrchu vznikem osteoartrózy (Stürmer et al., 2000). Výsledky, které nám naznačují přítomnost moderačních mechanismů u moderního člověka, mohou mít i evoluční význam. Rekonstrukce aktivit minulých populací a způsobu pohybu z kosterního materiálu je běžná metoda (Bridges, 1989; Marchi et al., 2006). Otestování výše zmíněných předpokladů lékařskými zobrazovacími metodami by pomohlo vysvětlit užitečnost těchto studií pro interpretaci změn na kosterním materiálu

6. Závěr

V této práci jsme předpokládali, že tělesná hmotnost bude zmenšovat úhel v kolenním kloubu. Tato hypotéza se nám nepotvrdila. Neprokázalo se, že by tělesná hmotnost snižovala úhel v koleni.

Předpokládali jsme, že délka dolní končetiny bude zmenšovat úhel v kyčelním kloubu. Tuto hypotézu naše výsledky částečně podpořily. Délka dolní končetiny zmenšovala úhly kyčle během pozdní oporové fáze krokového cyklu. Pro vztah mezi délkou dolní končetiny a úhlem v kyčli v časně opoře nebyl náš model signifikantní jako celek a naší hypotézu více nepodpořil.

Dále jsme předpokládali, že tělesná hmotnost bude zvyšovat momenty síly hlezna, kolene i kyčle. Výsledky naší hypotézu podpořily částečně. Tělesná hmotnost v hlezenním kloubu zvyšuje moment síly v pozdní opoře, v časně opoře nebyl model signifikantní jako celek. V kolenním kloubu zvyšuje tělesná hmotnost momenty síly v první polovině oporové fáze, a snižuje momenty síly v druhé polovině oporové fáze. V kyčelním kloubu tělesná hmotnost zvyšuje momenty síly v časně i pozdní opoře.

Předpokládali jsme, že délka dolní končetiny bude zvyšovat momenty síly hlezna a kolene. Hypotézu nám naše výsledky podpořily. Dle našich výsledků délka dolní končetiny zvyšuje momenty síly hlezna a kolene v pozdní opoře.

Předpokládali jsme, že extendovaná postura dolní končetiny bude snižovat momenty síly v kloubech, zatímco flektovaná postura dolní končetiny bude momenty síly v kloubech zvyšovat. Hypotézu se nám podařilo podpořit. Extendovanou posturu jsme vyvolali pouze v koleni, ve kterém extendovaná postura snížila moment síly v časně opoře. Flektovaná postura zvýšila momenty síly v koleni v druhé polovině oporové fáze, v kyčli v první polovině oporové fáze. Flektovaná postura neovlivnila momenty síly v hleznu.

Chtěli jsme ověřit, zda lidé přizpůsobují posturu dolních končetin své tělesné velikosti a využívají moderačních mechanismů ke snížení momentů sil v kloubech. Tělesně hmotnější jedinci využívají posturálních moderačních mechanismů, svou hmotnost kompenzují menší extenzí v koleni v pozdní oporové fázi, čímž snižují

momenty síly v kloubu. Jedinci s delší dolní končetinou využívají posturálních moderačních mechanismů, kdy více extendují kyčle během druhé poloviny oporové fáze a momenty síly v kyčli se tím, v porovnání s jedinci s kratší delší končetinou, nezvyšují.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má velikosti těla a postura na biomechaniku chůze a chtěli jsme ověřit hypotézu, zda lidé využívají posturálních moderačních mechanismů a přizpůsobují posturu dolních končetin své velikosti těla během chůze tak, aby minimalizovali momenty síly působící na dolní končetinu. Ověřili jsme, že větší velikost těla nutně neznamená zvýšení momentů sil v kloubech dolní končetiny. Z naší práce vyplývá, že existují moderační mechanismy, kterými jedinci větší tělesnou velikost kompenzují adjustací postury v koleni a kyčli.

7. Seznam literatury

- Aiello, L.C., Wells, J.C.K., 2002. Energetics and the evolution of the genus Homo. *Annual Review of Anthropology*. 31, 323–338.
- Alexander, R.M., 2004. Bipedal animals, and their differences from humans. *Journal of Anatomy*. 204, 321–330.
- Alexander, R.M., Jayes, A.S., Maloiy, G.M.O., Wathuta, E.M., 1979. Allometry of the limb bones of mammals from shrews (Sorex) to elephant (Loxodonta). *Journal of Zoology*. 189, 305–314.
- Andriacchi, T.P., Alexander, E.J., 2000. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*. 33, 1217–1224.
- Biewener, A.A., 1982. Bone strength in small mammals and bipedal birds: do safety factors change with body size? *Journal of Experimental Biology*. 98, 289–301.
- Biewener, A.A., 1989. Scaling body support in mammals: limb posture and muscle mechanics. *Science*. 245, 45–48.
- Biewener, A.A., Farley, C.T., Roberts, T.J., Temaner, M., 2004. Muscle mechanical advantage of human walking and running: implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*. 97, 2266–2274.
- Biewener, A.A., Thomason, J., Lanyon, L.E., 1983. Mechanics of locomotion and jumping in the forelimb of the horse (Equus): in vivo stress developed in the radius and metacarpus. *Journal of Zoology*. 201, 67–82.
- Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R., Santambrogio, G.C., 1981. Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *Journal of Biomechanics*. 14, 35–45.
- Bramble, D.M., Lieberman, D.E., 2004. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*. 432, 345–353.
- Bridges, P.S., 1989. Changes in activities with the shift to agriculture in the Southeastern United States. *Current Anthropology*. 30, 385–394.
- Bronstein, A., Brandt, T., 2004. *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2nd ed. CRC Press, Oregon.

- Browning, R.C., Kram, R., 2007. Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 39, 1632–1641.
- Cappozzo, A., 1984. Gait analysis methodology. *Human Movement Science*. 3, 27–50.
- Carlson, K.J., Judex, S., 2007. Increased non-linear locomotion alters diaphyseal bone shape. *The Journal of Experimental Biology*. 210, 3117–3125.
- Cavagna, G.A., Heglund, N.C., Taylor, C.R., 1977. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 233, 243–261.
- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Song, J., Hurwitz, D., Cahue, S., Sharma, L., 2005. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism*. 52, 3515–3519.
- Cho, S.H., Park, J.M., Kwon, O.Y., 2004. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*. 19, 145–152.
- Chung, M.J., Wang, M.J.J., 2010. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture*. 31, 131–135.
- Crompton, R.H., Yu, L., Weijie, W., Günther, M., Savage, R., 1998. The mechanical effectiveness of erect and “bent-hip, bent-knee” bipedal walking in *Australopithecus afarensis*. *Journal of Human Evolution*. 35, 55–74.
- Crowinshield, R.D., Brand, R.A., Johnston, R. c, 1978. The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 132, 140–144.
- Cunado, D., Nixon, M.S., Carter, J.N., 1997. Using gait as a biometric, via phase-weighted magnitude spectra. In: Bigun, J., Chollet, G., Borgefors, G. (Eds.), . Presented at the Audio- and Video-Based Biometric Person Authentication, Springer, Berlin, Heidelberg.

- D'Août, K., Aerts, P., De Clercq, D., De Meester, K., Van Elsacker, L., 2002. Segment and joint angles of hind limb during bipedal and quadrupedal walking of the bonobo (*Pan paniscus*). *American Journal of Physical Anthropology*. 119, 37–51.
- DeVita, P., Hortobágyi, T., 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*. 88, 1804–1811.
- DeVita, P., Hortobágyi, T., 2001. Functional knee brace alters predicted knee muscle and joint forces in people with ACL reconstruction during walking. *Journal of Applied Biomechanics*. 17, 297–311.
- DeVita, P., Hortobágyi, T., 2003. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics*. 36, 1355–1362.
- Foti, T., Davids, J.R., Bagley, A., 2000. A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *Journal of Bone & Joint Surgery*. 82, 625–632.
- Freedman Silvernail, J., Milner, C.E., Thompson, D., Zhang, S., Zhao, X., 2013. The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait & Posture*. 37, 575–579.
- Gatesy, S.M., Biewener, A.A., 1991. Bipedal locomotion: effects of speed, size and limb posture in birds and humans. *Journal of Zoology*. 224, 127–147.
- Glitsch, U., Baumann, W., 1997. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*. 30, 1123–1131.
- Gray, J., 1968. *Animal locomotion*, 1st ed. Norton & Company, Inc., New York.
- Griffin, T.M., Roberts, T.J., Kram, R., 2003. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology*. 95, 172–183.
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*. 105, 136–144.

- Gruss, L.T., 2007. Limb length and locomotor biomechanics in the genus *Homo*: an experimental study. *American Journal of Physical Anthropology*. 134, 106–116.
- Gruss, L.T., Gruss, R., Schmitt, D., 2017. Pelvic Breadth and Locomotor Kinematics in Human Evolution. *The Anatomical Record*. 300, 739–751.
- Harding, G.T., Hubley-Kozey, C.L., Dunbar, M.J., Stanish, W.D., Astephen Wilson, J.L., 2012. Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 20, 1234–1242.
- Hawkey, D.E., Merbs, C.F., 1995. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *International Journal of Osteoarchaeology*. 5, 324–338.
- Hellingman, C., 1992. Newton's third law revisited. *Physics Education*. 27, 112–115.
- Hora, M., Sládek, V., Soumar, L., Stráníková, K., Michálek, T., 2012. Influence of body mass and lower limb length on knee flexion angle during walking in humans. *Folia Zoologica*. 61, 330–340.
- Hora, M., Soumar, L., Pontzer, H., Sládek, V., 2017. Body size and lower limb posture during walking in humans. *PloS One*. 12, 1–26.
- Jaroš, F., Rosa, Z., 1980. ČSN 01 0225 | www.technickenormy.cz. Available from: <https://www.technickenormy.cz/csn-01-0225-aplikovana-statistika-testy-shody-empirickeho-rozdeleni-s-teoretickym-1/> (accessed 9.25.20).
- JudgeRoy, J.O., Davis, B., Öunpuu, S., 1996. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology: Series A*. 51, 303–312.
- Kirtley, C., 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*, 1st ed. Elsevier Health Sciences, Edinburgh.
- Knussmann, R., Martin, R., 1988. Somatometrie. In: *Anthropologie: Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen*. Fischer, Stuttgart.

- Koo, S., Rylander, J.H., Andriacchi, T.P., 2011. Knee joint kinematics during walking influences the spatial cartilage thickness distribution in the knee. *Journal of Biomechanics*. 44, 1405–1409.
- Latimer, B., Ohman, J.C., Lovejoy, C.O., 1987. Talocrural joint in African hominoids: implications for *Australopithecus afarensis*. *American Journal of Physical Anthropology*. 74, 155–175.
- Li, Y., Crompton, R.H., Alexander, R.M., Günther, M.M., Wang, W.J., 1996. Characteristics of ground reaction forces in normal and chimpanzee-like bipedal walking by humans. *Folia Primatologica*. 66, 137–159.
- Marchi, D., Sparacello, V.S., Holt, B.M., Formicola, V., 2006. Biomechanical approach to the reconstruction of activity patterns in Neolithic Western Liguria, Italy. *American Journal of Physical Anthropology*. 131, 447–455.
- McGrath, R.L., Ziegler, M.L., Pires-Fernandes, M., Knarr, B.A., Higginson, J.S., Sergi, F., 2019. The effect of stride length on lower extremity joint kinetics at various gait speeds. *PLOS ONE*. 14, e0200862.
- McGraw, B., McClenaghan, B.A., Williams, H.G., Dickerson, J., Ward, D.S., 2000. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 81, 484–489.
- Minetti, A.E., Moia, C., Roi, G.S., Susta, D., Ferretti, G., 2002. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*. 93, 1039–1046.
- Mitchelson, J.R., Hilton, A., 2003. Wand-based multiple camera studio calibration. Leicestershire: Charnwood Dynamics Ltd., Guildford: University of Surrey, Center for Vision, Speech and Signal Processing.
- Muscolino, J., 2016. *Kinesiology: the skeletal system and muscle function.*, 3rd ed. Elsevier, St. Louis Mo.
- Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A., 2004. Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *Journal of Biomechanics*. 37, 817–825.

- Neubauer, J., Sedlačík, M., Kříž, O., 2016. Základy statistiky: aplikace v technických a ekonomických oborech - rozšířené vydání, 2nd ed. Grada Publishing a.s., Praha.
- Ortega, J.D., Farley, C.T., 2005. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*. 99, 2099–2107.
- Ota, S., Fujita, R., Ueda, M., Nakanishi, A., Aimoto, K., Suzuki, Y., 2019. Sex differences in the correlation between restricted ankle dorsiflexion and knee joint biomechanics during gait - focus on the knee adduction moment. *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*. 23, 17578–17586.
- Pandy, M.G., Andriacchi, T.P., 2010. Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 12, 401–433.
- Pandy, M.G., Lin, Y.-C., Kim, H.J., 2010. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics*. 43, 2055–2064.
- Paterno, M.V., Hewett, T.E., 2008. Biomechanics of multi-ligament knee injuries (MLKI) and effects on gait. *North American Journal of Sports Physical Therapy*. 3, 234–241.
- Pearson, O.M., 2000. Activity, climate, and postcranial robusticity: implications for modern human origins and scenarios of adaptive change. *Current Anthropology*. 41, 569–607.
- Pedersen, D.R., Brand, R.A., Davy, D.T., 1997. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *Journal of Biomechanics*. 30, 959–965.
- Perry, J., Burnfield, J., 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*, 2nd ed. Slack Incorporated, Thorofare.
- Polk, J.D., 2002. Adaptive and phylogenetic influences on musculoskeletal design in cercopithecine primates. *Journal of Experimental Biology*. 205, 3399–3412.
- Polk, J.D., 2004. Influences of limb proportions and body size on locomotor kinematics in terrestrial primates and fossil hominins. *Journal of Human Evolution*. 47, 237–252.
- Pontzer, H., 2005. A new model predicting locomotor cost from limb length via force production. *Journal of Experimental Biology*. 208, 1513–1524.

- Pontzer, H., 2007. Effective limb length and the scaling of locomotor cost in terrestrial animals. *Journal of Experimental Biology*. 210, 1752–1761.
- Pontzer, H., Holloway, J.H., Raichlen, D.A., Lieberman, D.E., 2009a. Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*. 212, 523–534.
- Pontzer, H., Raichlen, D.A., Sockol, M.D., 2009b. The metabolic cost of walking in humans, chimpanzees, and early hominins. *Journal of Human Evolution*. 56, 43–54.
- Rubin, C.T., Lanyon, L.E., 1984. Dynamic strain similarity in vertebrates; an alternative to allometric limb bone scaling. *Journal of Theoretical Biology*. 107, 321–327.
- Ruff, C., Holt, B., Trinkaus, E., 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *American Journal of Physical Anthropology*. 129, 484–498.
- Ruff, C.B., 1987. Sexual dimorphism in human lower limb bone structure: relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *Journal of Human Evolution*. 16, 391–416.
- Ruff, C.B., 2000. Body size, body shape, and long bone strength in modern humans. *Journal of Human Evolution*. 38, 269–290.
- Ruff, C.B., Hayes, W.C., 1983. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae – a biomechanical investigation: I. method and general patterns of variation. *American Journal of Physical Anthropology*. 60, 359–381.
- Ruff, C.B., Trinkaus, E., Walker, A., Larsen, C.S., 1993. Postcranial robusticity in Homo. I: temporal trends and mechanical interpretation. *American journal of physical anthropology*. 91, 21–53.
- Schache, A.G., Baker, R., 2007. On the expression of joint moments during gait. *Gait & Posture*. 25, 440–452.
- Schmitt, D., 2003. Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates. *Journal of Experimental Biology*. 206, 1437–1448.

- Sockol, M.D., Raichlen, D.A., Pontzer, H., 2007. Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 104, 12265–12269.
- Soumar, L., 2011. *Kinematická analýza*, 1st ed. Univerzita Jana Evangelisty Purkyně, Ústí nad Labem.
- Spoor, F., Wood, B., Zonneveld, F., 1994. Implications of early hominid labyrinthine morphology for evolution of human bipedal locomotion. *Nature*. 369, 645–648.
- Stern, J.T., Susman, R.L., 1983. The locomotor anatomy of *Australopithecus afarensis*. *American Journal of Physical Anthropology*. 60, 279–317.
- Studel-Numbers, K.L., 2006. Energetics in *Homo erectus* and other early hominins: the consequences of increased lower-limb length. *Journal of Human Evolution*. 51, 445–453.
- Studel-Numbers, K.L., Tilkins, M.J., 2004. The effect of lower limb length on the energetic cost of locomotion: implications for fossil hominins. *Journal of Human Evolution*. 47, 95–109.
- Stürmer, T., Günther, K.-P., Brenner, H., 2000. Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm osteoarthritis study. *Journal of Clinical Epidemiology*. 53, 307–313.
- Taylor, C.R., Rowntree, V.J., 1973. Running on two or on four legs: which consumes more energy? *Science*. 179, 186–187.
- Tesio, L., Rota, V., Malloggi, C., Brugliera, L., Catino, L., 2017. Crouch gait can be an effective form of forced-use/no constraint exercise for the paretic lower limb in stroke. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation*. 40, 254–267.
- Vaughan, C.L., 2003. Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics*. 36, 513–523.
- Vaughan, C.L., Davis, B., O'Connor, J., 1992. *Dynamics of human gait*, 2nd ed. Kiboho Publishers, Cape Town.

- Wall-Scheffler, C.M., Myers, M.J., 2013. Reproductive costs for everyone: how female loads impact human mobility strategies. *Journal of Human Evolution*. 64, 448–456.
- Whittle, M., 2006. *An introduction to gait analysis*, 4th ed. Butterworth-Heinemann, Edinburgh.
- Winter, D.A., 1980. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*. 13, 923–927.
- Winter, D.A., 1987. *The biomechanics and motor control of human gait*, 1st ed. University of Waterloo Press, Waterloo.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. John Wiley and Sons, Inc., New York.
- Winter, D.A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 3, 193–214.
- Witte, H., Preuschoft, H., Recknagel, S., 1991. Human body proportions explained on the basis of biomechanical principles. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie*. 78, 407–423.
- Wu, G., Cavanagh, P.R., 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*. 28, 1257–1261.
- Yaguramaki, N., Nishizawa, S., Adachi, K., Endo, B., 1995. The relationship between posture and external force in walking. *Anthropological Science*. 103, 117–139.
- Yamazaki, N., Ishida, H., Kimura, T., Okada, M., 1979. Biomechanical analysis of primate bipedal walking by computer simulation. *Journal of Human Evolution*. 8, 337–349.
- Zahálka, F., Janura, M., 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*, 1st ed. Univerzita Palackého, Olomouc.

8. Přílohy

Příloha 1. Parametry probandů.

Proband	Tělesná výška (cm)	Tělesná hmotnost (kg)	bm _{mi} (kg/m ²)	Bispinální šířka pánve (cm)	Bikristální šířka pánve (cm)	Délka končetiny Visual 3D (cm)	Délka končetiny antropo- metricky (cm)	Věk (roky)	Rychlost chůze (m/s)
P01	181,0	78,0	23,8	29,0	31,8	93,2	87,0	42,1	1,21
P02	172,0	73,0	24,7	28,0	29,0	86,4	84,5	37,2	1,16
P03	174,8	68,0	22,3	26,0	28,5	90,8	82,0	26,1	1,55
P04	167,7	60,5	21,5	25,5	27,0	87,4	82,0	24,6	1,02
P05	184,0	83,5	24,7	27,0	29,0	96,6	95,5	34,7	1,17
P06	191,6	84,0	22,9	29,0	32,0	100,8	93,3	23,4	1,39
P07	175,6	55,0	17,8	29,0	31,0	92,1	90,2	22,2	1,13
P08	191,0	80,0	21,9	26,0	28,5	102,5	99,6	25,2	1,23
P09	182,5	88,0	26,4	26,0	28,5	94,1	95,0	36,1	1,40
P10	178,5	71,0	22,3	27,0	29,4	94,3	86,5	24,7	1,22
P11	170,5	55,0	18,9	25,0	27,0	88,1	77,5	22,7	1,16
P12	182,5	85,0	25,5	27,0	30,0	97,6	96,7	25,1	1,22
P13	178,0	58,0	18,3	26,2	27,8	95,6	90,9	25,9	1,43
P14	177,0	90,0	28,7	29,0	32,0	94,3	90,0	37,2	1,30
P15	174,4	75,0	24,7	26,0	30,4	91,9	86,0	29,6	1,21
P16	182,0	73,0	22,0	24,5	28,0	95,8	86,2	29,5	1,38
P17	199,0	83,0	21,0	27,6	32,0	104,3	103,4	28,5	1,16
P18	173,5	65,5	21,8	26,0	28,2	89,9	86,5	29,6	1,50
P19	175,0	74,0	24,2	25,0	26,8	94,5	91,5	20,7	1,26

Příloha 2. Přehled počtů analyzovaných kroků u jednotlivých druhů chůze u jednotlivých probandů.

Proband	Počet analyzovaných kroků		
	Normální chůze	Extendovaná chůze	Přikrčená chůze
P01	4	4	3
P02	4	3	3
P03	4	4 ⁵	4
P04	4	4	4
P05	4	4	4
P06	4 ¹	4	3
P07	4	4	4 ⁹
P08	4 ²	4	4
P09	4	4	4
P10	4	4	4
P11	4	4 ⁶	4
P12	4 ³	4 ⁷	4
P13	4	4	4
P14	4 ⁴	4 ⁸	4 ¹⁰
P15	4	4	4
P16	4	4	4
P17	4	4	4
P18	4	4	4
P19	4	4	4

¹; tři kroky pro moment síly v hleznu a kyčli,

²; tři kroky pro moment síly v koleni a hleznu,

³; tři kroky pro moment síly v kyčli,

⁴; tři kroky pro moment síly v hleznu, koleni a kyčli,

⁵; tři kroky pro moment síly v kyčli,

⁶; tři kroky pro moment síly v koleni,

⁷; tři kroky pro moment síly v hleznu a kyčli,

⁸; tři kroky pro úhel v hleznu,

⁹; tři kroky pro úhel a moment síly v kyčli,

¹⁰; tři kroky pro moment síly v koleni a kyčli.

Příloha 3. Hodnoty závislých proměnných během normální chůze.

Proband	Minimální úhel hlezna v časné opoře (°)	Maximální úhel hlezna v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kolene v časné opoře (°)	Minimální úhel kolene v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kyčle v časné opoře (°)	Minimální úhel kyčle v pozdní opoře (°)	Minimální moment síly v hleznu v časné opoře (Nm)	Maximální moment síly v hleznu v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v koleni v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v koleni v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v kyčli v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v kyčli v pozdní opoře (Nm)
P01	1,1	15,5	23,5	3,5	28,2	-14,4	-18,3	106,6	64,0	-25,0	24,4	-55,0
P02	3,5	24,5	28,1	19,9	37,9	4,5	-7,4	110,5	54,8	11,4	50,9	-37,5
P03	6,6	19,2	27,5	10,8	32,2	-6,9	-7,7	102,5	73,4	-4,4	40,4	-58,1
P04	1,8	18,4	26,8	15,3	35,7	-1,1	-4,0	85,3	35,8	-4,9	31,6	-40,1
P05	-0,2	19,5	28,2	4,8	33,1	-3,1	-6,0	120,7	38,4	-14,2	28,8	-55,2
P06	1,4	16,2	18,8	4,6	37,3	-0,8	-14,7	146,7	52,2	-25,5	69,1	-70,9
P07	-5,0	13,2	12,0	-2,8	30,7	-10,1	-7,0	93,3	21,5	-32,3	28,8	-25,1
P08	-0,4	12,6	16,1	1,3	22,4	-13,8	-5,8	133,8	34,2	-42,0	44,2	-60,4
P09	3,4	16,2	21,0	10,8	39,0	5,0	-6,8	139,7	52,6	-8,3	66,2	-57,1
P10	-3,3	14,6	22,0	-0,1	33,2	-7,6	-11,3	110,5	56,1	-36,5	45,3	-29,1
P11	-0,8	16,8	15,4	5,8	32,0	-1,6	-5,7	76,8	22,9	-13,1	27,5	-32,8
P12	3,0	13,9	25,4	9,6	38,1	2,0	-6,3	123,3	71,6	-17,9	49,1	-48,0
P13	6,0	17,2	23,1	9,4	30,7	-10,9	-4,1	97,4	39,4	-18,9	30,8	-36,9
P14	4,5	18,7	28,4	10,8	36,9	-2,6	-1,6	103,7	82,8	-6,2	56,3	-62,3
P15	-4,0	17,4	7,8	6,6	38,3	4,5	-9,5	115,4	16,1	-9,7	30,2	-56,4
P16	4,2	18,6	23,7	6,7	36,6	0,2	-10,0	114,0	62,7	-4,0	42,0	-74,8
P17	3,4	18,8	23,6	6,2	33,0	-4,3	-9,0	131,3	52,3	-17,8	52,5	-63,0
P18	1,2	20,5	19,9	9,2	35,5	-1,5	-11,2	108,8	45,1	-7,1	40,1	-55,7
P19	3,4	14,2	19,1	6,3	27,6	-8,3	-9,1	108,7	49,0	-18,0	42,7	-46,9

Příloha 4. Hodnoty závislých proměnných během extendované chůze.

Proband	Minimální úhel hlezna v časné opoře (°)	Maximální úhel hlezna v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kolene v časné opoře (°)	Minimální úhel kolene v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kyčle v časné opoře (°)	Minimální úhel kyčle v pozdní opoře (°)	Minimální moment síly v hleznu v časné opoře (Nm)	Maximální moment síly v hleznu v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v koleni v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v koleni v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v kyčli v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v kyčli v pozdní opoře (Nm)
P01	2,3	15,1	20,7	3,5	26,5	-17,8	-16,5	102,2	47,1	-17,7	33,1	-70,0
P02	0,3	22,3	9,3	19,9	34,5	5,6	-13,0	96,7	14,5	-1,6	30,1	-28,2
P03	8,1	20,1	16,6	10,8	29,7	-4,2	-9,9	95,5	34,0	-8,8	38,1	-45,6
P04	0,5	18,2	24,5	15,3	34,8	0,2	-4,1	80,7	33,4	-5,5	27,7	-28,8
P05	2,1	21,1	14,1	4,8	31,0	-4,9	-10,0	120,2	32,4	-4,3	42,8	-67,0
P06	1,3	15,9	12,2	4,6	38,3	-0,3	-9,0	134,9	11,5	-28,3	67,4	-58,8
P07	-4,9	9,9	5,5	-2,8	32,7	-9,8	-7,9	95,1	6,1	-36,5	30,7	-30,7
P08	-4,6	13,6	6,2	1,3	21,3	-15,1	-7,3	135,0	-9,3	-50,0	45,1	-57,5
P09	3,8	8,0	12,6	10,8	36,6	2,9	-8,7	116,0	22,4	-27,6	57,4	-51,4
P10	-4,1	14,9	19,0	-0,1	30,1	-8,4	-11,9	111,1	46,5	-37,1	37,1	-28,7
P11	-1,5	17,3	1,6	5,8	30,7	-2,0	-6,4	69,0	2,7	-15,1	20,2	-34,1
P12	0,8	14,2	5,1	9,6	34,2	1,5	-11,4	120,8	2,8	-28,3	35,6	-39,3
P13	5,0	15,3	14,6	9,4	29,2	-10,0	-2,9	88,8	18,1	-20,7	40,2	-38,2
P14	6,6	23,6	20,0	10,8	34,5	-0,3	-8,8	140,2	47,9	7,9	39,0	-51,1
P15	-2,4	18,0	4,1	5,3	40,1	5,3	-11,9	121,9	9,0	-10,5	32,2	-50,2
P16	4,2	19,5	21,4	6,7	35,7	-1,1	-10,5	115,9	51,5	-7,2	58,2	-80,7
P17	2,6	14,6	15,5	6,2	31,6	-5,3	-9,3	122,2	19,8	-38,5	53,1	-71,2
P18	-0,3	19,7	15,3	9,2	36,5	-0,5	-15,5	99,2	40,2	-13,3	36,8	-44,7
P19	5,8	12,2	9,7	6,3	25,6	-9,0	-9,9	103,1	27,4	-28,0	49,6	-53,7

Příloha 5. Hodnoty závislých proměnných během přikrčené chůze.

Proband	Minimální úhel hlezna v časné opoře (°)	Maximální úhel hlezna v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kolene v časné opoře (°)	Minimální úhel kolene v pozdní opoře (°)	Maximální úhel kyčle v časné opoře (°)	Minimální úhel kyčle v pozdní opoře (°)	Minimální moment síly v hleznu v časné opoře (Nm)	Maximální moment síly v hleznu v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v koleni v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v koleni v pozdní opoře (Nm)	Maximální moment síly v kyčli v časné opoře (Nm)	Minimální moment síly v kyčli v pozdní opoře (Nm)
P01	7,6	36,5	52,6	47,3	49,8	12,4	-18,1	90,5	103,0	46,0	92,7	-48,0
P02	7,0	25,7	43,6	40,9	45,2	18,5	-11,8	102,0	42,0	16,0	112,8	-39,1
P03	7,0	29,8	42,2	41,7	47,2	17,7	-6,7	95,8	58,7	15,2	111,5	-30,7
P04	2,5	31,2	45,1	43,6	47,2	18,5	-5,0	80,5	52,0	33,7	80,5	-33,3
P05	0,6	27,4	34,0	32,9	39,3	11,8	-6,8	107,7	45,2	36,5	113,3	-47,8
P06	10,3	38,4	58,0	56,3	60,2	26,9	-10,8	113,7	135,7	60,0	130,7	-56,4
P07	-13,3	26,4	36,2	34,7	43,4	9,6	3,1	80,1	43,6	24,9	81,3	-32,5
P08	3,0	30,4	40,5	35,7	42,2	9,2	-7,6	149,0	34,6	30,6	123,4	-30,0
P09	7,1	26,0	45,9	42,1	63,9	36,9	-7,6	111,6	96,1	28,6	164,6	-48,1
P10	0,8	28,4	43,8	39,6	50,9	20,3	-9,9	102,7	74,2	23,5	106,0	-29,6
P11	3,2	27,7	37,1	33,4	35,0	11,4	-4,6	67,9	28,5	17,6	67,9	-28,8
P12	3,8	26,6	37,7	35,4	53,2	25,0	-13,0	121,9	47,4	27,8	116,1	-30,2
P13	9,2	34,6	54,0	49,8	42,5	11,0	-4,7	86,3	61,1	32,8	65,6	-23,6
P14	10,5	35,4	59,0	57,4	58,4	24,1	-6,5	122,7	131,5	49,4	100,0	-52,3
P15	3,5	28,6	44,2	40,5	49,2	22,9	-7,2	105,3	61,0	45,9	97,4	-42,2
P16	4,4	23,1	37,8	23,4	45,9	12,3	-8,6	100,6	74,5	5,8	101,4	-46,7
P17	3,4	18,8	23,6	6,2	33,0	-4,3	-9,0	131,3	52,3	-17,8	52,5	-63,0
P18	1,2	20,5	19,9	9,2	35,5	-1,5	-11,2	108,8	45,1	-7,1	40,1	-55,7
P19	3,4	14,2	19,1	6,3	27,6	-8,3	-9,1	108,7	49,0	-18,0	42,7	-46,9