

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV AKTIVNÍ PRONACE/SUPINACE ZÁNOŽÍ NA SDRUŽENÉ POHYBY
V KOLENNÍM KLOUBU BĚHEM KROKOVÉHO CYKLU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Šmídová

Vedoucí práce: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení: Bc. Kateřina Šmídová

Název diplomové práce: Vliv aktivní supinace/pronace zánoží na sdružené pohyby v kolenním kloubu během krokového cyklu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt

Teoretická část se zabývá kineziologií kloubů dolní končetiny, kineziologií a kinematikou krokového cyklu a metodami analýzy chůze. Výzkumná část je zaměřena na vliv aktivní pronace a supinace na sdružené pohyby v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu. Soubor probandů byl tvořen 30 studenty Fakulty tělesné kultury o průměrném věku 23,8 let. K měření byl použit kamerový systém Vicon MX. Výzkum probíhal v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Při výzkumu byly zjištěny statisticky významné rozdíly v pohybech kolenního kloubu v sagitální, frontální a tranverzální rovině při přirozené chůzi a chůzi s aktivní pronací/supinací. Bylo zjištěno, že postavení zánoží má vliv především na rotaci tibie vůči femuru, která dále ovlivňuje pohyb kolenního kloubu ve všech rovinách.

Klíčová slova: kineziologie, krokový cyklus, kinematická 3D analýza, pronace, supinace

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

Author's first name and surname: Bc. Kateřina Šmídová

Title of the master thesis: Influence of active supination/pronation of the hind-foot on the movements at the knee during the gait cycle.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

The year of presentation: 2011

Abstract

The theoretical section deals with kinesiology of the joints of the lower limb, kinematics of gait cycle and methods of kinematic analysis of the gait. The research section is focused on the influence of active pronation and supination of the hind-foot on the movements in the knee joint. 30 students with average age of 23,8 years from Faculty of Physical Culture Palacký University, Olomouc participate on research. The system Vicon MX was used for kinematic analysis of the gait. The research took place at gait laboratory of Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture Palacký University, Olomouc. The research found significant differences at movement of knee joint during natural gait and gait with active pronation/supination. There was found that the position of hind-foot affects especially rotation of tibia against femur, which also affects all movements in the knee joint during the gait cycle.

Key words: kinesiology, gait cycle, three-dimensional kinematic analysis, pronation, supination

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Ivana Vařky, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 3. května 2011

.....

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Zejména vedoucímu práce MUDr. Ivanu Vařekovi, Ph.D. za vstřícný přístup, cenné rady a podnětné připomínky.

OBSAH

1 Úvod	8
2 Kineziologie kloubů dolní končetiny	10
2.1 Proximální a distální tibiofibulární kloub.....	10
2.2 Talokrurální kloub	10
2.3 Subtalární kloub.....	11
2.4 Mediotarsální kloub.....	12
2.5 Souhrnná funkce kloubů zánoží	13
2.6 Tarczometarzální kloub	14
2.7 Nožní klenba.....	14
2.8 Kineziologie kolenního kloubu	15
2.8.1 Funkce menisků při pohybu	16
2.8.2 Funkce vazů při pohybech kolenního kloubu.....	17
3 Kineziologie svalů dolní končetiny	20
3.1 Kineziologie svalů bice a akra dolní končetiny	20
3.2 Kineziologie svalů v oblasti kolenního kloubu	20
4 Chůze.....	24
4.1 Krokový cyklus	25
4.1.1 Fáze iniciálního kontaktu a postupného zatěžování	26
4.1.2 Období střední opory	27
4.1.3 Propulze a švihová fáze	29
4.2 Biomechanika krokového cyklu	30
4.3 Kinematika krokového cyklu	32
4.3.1 Kinematika hlezenního kloubu a nohy v průběhu krokového cyklu.....	32
4.3.2 Kinematika kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu	33
4.3.3 Kinematika kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu.....	33
5 Kinematická analýza chůze	35
5.1 Kinematická 3D analýza pohybu.....	35
6 Cíle a vědecké otázky.....	37
6.1 Cíle	37
6.2 Vědecké otázky.....	37
7 Metodika	38

7.1	Zkoumaný soubor	38
7.2	Použité metody	38
7.3	Průběh měření	38
7.3.1	Měřené veličiny	38
7.3.2	Postup měření	42
7.4	Zpracování naměřených hodnot	42
8	Výsledky měření.....	44
8.1	Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině.....	45
8.1.1	Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině.....	49
8.1.2	Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině	51
8.1.3	Výsledky rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině	53
9	Diskuze	58
10	Závěr	64
11	Shrnutí.....	65
12	Summary	66
13	Referenční seznam	67
14	Přílohy	71
15	Seznam příloh.....	78
16	Seznam grafů	78
17	Seznam obrázků	79
18	Seznam tabulek	79
19	Seznam zkratk	79

1 Úvod

Kolář a Valouchová (2009) popisují lidskou chůzi jako základní lokomoční stereotyp, který vzniká při ontogenezi na podkladě fylogeneticky fixovaných principů charakteristických pro každého jedince. Véle (2006) uvádí, že v průběhu posturální ontogeneze se lokomoce vyvíjí od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze. Gross, Fetto a Rosen definují normální chůzi jako způsob lokomoce umožňující dopředný pohyb těla prostorem, při kterém opisuje těžiště těla sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině s minimální amplitudou. Pojem normální je určitým způsobem zavádějící, protože neexistuje žádná jasně definovaná norma. Za abnormální stereotyp chůze považují odchylky, které zvyšují energetický výdej při chůzi. Vzhledem k individualitě každého jedince existují různé stupně a variace abnormálních stereotypů chůze.

Podle Véleho má na stereotyp chůze vliv jednak vnitřní prostředí jedince, ale také zevní prostředí. Jedinci vyššího věku mají delší kroky s pomalejší kadencí než jedinci menšího věku. Kadence kroků by měla odpovídat kmitům kyvadla, jehož délka je dána délkou končetin. Na motorickém stereotypu chůze se projevuje také zdravotní a psychický stav osoby. Většina poruch strukturálních i funkčních se projevují abnormálním chůzovým stereotypem.

Véle uvádí, že chůze je pro člověka nejběžnějším typem lokomoce, skládá se z krokových cyklů a ty z jednotlivých kroků. Chůze je natolik složitý motorický stereotyp, že ani jednotlivé krokové cykly nejsou totožné. Při podrobnější analýze chůze zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající podle určitého timingu. Tento složitý proces zasahuje celý pohybový systém a díky tomu se dokáže přizpůsobit terénu. Bezpečná chůze je možná pouze při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla. Schopnost stabilizační funkce svalů je odrazem kvality interakce centrálního nervového systému periferního nervového systému a muskuloskeletálního systému.

Stereotyp chůze je pro každého jedince jedinečný, podle chůze je možné identifikovat osoby pomocí kinematické analýzy chůze. Výhody identifikace osob podle stereotypu chůze je, že není nutný přímý kontakt s osobou, je možné analyzovat data i z velké vzdálenosti. Analýza stereotypu chůze se provádí z konvenčních kamer. Po nasnímání obrazu se odečte pozadí a extrahují se individuální znaky, které se porovnávají s databází. Tento systém je však nutné otestovat při situacích, kdy osoba nese břemeno (Guillen,

Padilla, Hernandez, & Barner. 2009). Lee, Roan, Smith a Thurmon (2009) uvádí, že při nesení břemene dochází ke zvětšení rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině při chůzi a zvětšení flexe v kolenním kloubu při stojné fázi krokového cyklu.

2 Kineziologie kloubů dolní končetiny

2.1 Proximální a distální tibiofibulární kloub

Kapandji (1987) uvádí, že při pohybu v hlezenním kloubu dochází automaticky k pohybům v proximálním a distálním tibiofibulárním kloubu. Pohyb v distálním tibiofibulárním kloubu závisí na tvaru trochley talu. Při dorzální flexi v hlezenním kloubu se tibiofibulární vidlice rozšiřuje až o 5 mm. Při plantární flexi se tibia a fibula přibližují, jsou vzájemně přitahovány kontrakcí m. tibialis posterior. Tento pohyb je spojen s axiální rotací fibuly. Při pohybu z dorzální do plantární flexe v hlezenním kloubu rotuje fibula mediálně asi o 30° a napíná se lig. tibiofibulare posterius. Vlákná interosseální membrány distálního tibiofibulárního kloubu probíhají směrem distálním a laterálním. Syndesmosa distálního tibiofibulárního kloubu je při dorzální flexi protažena, při plantární flexi naopak relaxuje. Když se tibia a fibula přibližují, je fibula tlačena lehce distálně. Když se oddalují, je fibula tažena lehce proximálně.

Proximální tibiofibulární kloub je plochý, kloubní plocha na tibií směřuje šikmo laterálně, dorzálně a distálně. Pohyby v tomto kloubu sledují pohyby laterálního malleolu. Při dorzální flexi v hlezenním kloubu se laterální a mediální malleolus oddalují, kloubní štěrbina proximálního tibiofibulárního kloubu se rozšiřuje ve své distální a dorzální části. Při plantární flexi v hlezenním kloubu se štěrbina proximálního tibiofibulárního kloubu rozšiřuje ve své proximální a ventrální části.

2.2 Talokrurální kloub

Vařeka (2009) uvádí talokrurální kloub jako kloub jednoosý, kladkový. Jeho osa probíhá přibližně hroty tibiálního a fibulárního kotníku. Díky asymetrickému zakřivení trochley talu mění osa během pohybu svou polohu a orientaci. Ventrálně je tělo talu širší přibližně o 5 mm, proto je hlezenní kloub při dorzální flexi stabilnější. Na základě rozdílného zakřivení mediálního a laterálního okraje talu a šikmého průběhu bimalleolární osy jsou popisovány kloubní plochy jako součásti šroubovice.

Plantární a dorzální flexi talokrurálního kloubu doprovázejí lateromediální pohyby předonoží. Při dorzální flexi v hlezenním kloubu je tlačena fibulární kotník laterálně a proximálně, fibula rotuje mediálně. Při plantární flexi v hlezenním kloubu jsou oba malleoly přitahovány kontrakcí m. tibialis posterior. Fibula je tažena dolů a rotuje laterálně. Soderberg (1997) uvádí, že stabilizace talokrurálního kloubu probíhá především

prostřednictvím vazů (lig. collaterale mediale a lig. collaterale laterale). Kerkhoffs, Blankevoort, Kingma a Van Dijk (2007) uvádí, že insuficience lig. collaterale laterale způsobí vnitřní rotaci talu a jeho ventrální posun vůči tibii.

2.3 Subtalární kloub

Podle Kapandjiho (1987) má talus důležitou mechanickou funkci. Přenáší váhu těla na celou plošku nohy. Je uložen na vrcholu zanártí, váha těla je na něj přenášena prostřednictvím tibiofibulární vidlice. Talus přenáší kompresní síly všemi směry, dorzokaudálně na calcaneus přes posteriorní část subtalárního kloubu. Dále ventromediálně do mediálního oblouku podélné klenby prostřednictvím talonavikulárního kloubu. Ventrolaterálně přes ventrální část subtalárního kloubu do laterálního oblouku podélné klenby nohy.

Gross, Fetto a Rosen (2005) považují talus za klíčovou strukturu funkční jednotky hlezno-noha. Talus se musí přizpůsobit pohybům bérceových kostí i pohybům segmentů uložených distálně. Aby byla lokomoce účinná, musí se při chůzi uplatňovat obě talární funkce. Segmentům uloženým distálně od talu se talus přizpůsobuje pronací. Pronace talu způsobuje vnitřní rotaci tibie, na kterou musí reagovat celá dolní končetina. Dochází k flexi v kolenním kloubu, vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Tento kompenzační pohyb představuje potencionální nebezpečí nadměrného tlaku a přetížení struktur proximálně nad hlezenním kloubem, např. femoropatellární kloub.

Podle Vařeky (2000) je pohyb calcaneu v subtalárním kloubu prováděn kolem tří os. Tyto osy jsou redukovány v jednu osu – Henkeho osa, která má distoproximální a ventrodorzální orientaci. Henkeho osa však při pohybu mění svou polohu a orientaci. Kapandji (1987) uvádí, že Henkeho osa prochází kranio-mediální částí krčku talu, skrz sinus tarzi a processus lateralis tuberis calcanei .

Kapandji (1987) uvádí, že kongruence kloubních ploch talu a calcaneu je pouze při středním postavení nohy (např. symetrický stoj na obou DKK na vodorovné podložce). Ostatní polohy jsou spojeny s určitou inkongruencí těchto kloubních ploch. Podle Vařeky (2009) se stabilita subtalárního kloubu proto mění v závislosti na vzájemném postavení obou bérceových kostí. Podle Kapandjiho (1987) je mediální část trochley talu ve své ventrální části méně zakřivená než laterální část, kde je zakřivení konstantní. Díky většímu zakřivení dorzální části mediální poloviny talu je větší rozsah pohybu do plantární flexe. Toto nekonstantní zakřivení spojuje dorzální a plantární flexi s rotacemi. Při inverzi nohy

klouže přední část calcaneu distálně, dochází k lehké extenzi nohy. Dále dochází k addukci a supinaci calcaneu. Calcaneus se otáčí, valí a vztyčuje pod talem. Při everzi nohy se ventrální část calcaneu posouvá laterálně a má tendenci se pokládat na mediální stranu. Podle Yinga, Kima, Wonga a Kama (2004) se na rozsahu pohybu do dorzální a plantární flexe menší mírou podílí i plantární a dorzální flexe v subtalárním kloubu.

Soderberg (1997) uvádí, že stabilizaci subtalárního kloubu zajišťují především vazy. Lig. talocancaneare anterius et posterius má hlavní stabilizační funkci při statických i dynamických aktivitách v subtalárním kloubu. Lig. talocancaneare anterius et posterius probíhá ze sulcus tali do sulcus calcanei a napíná se při everzi nohy.

2.4 Mediotarsální kloub

Vařeka (2009) uvádí, že je mediotarsální kloub složen z talonavikulárního kloubu (konkávní dorzálně) a calcaneokuboidního kloubu (konkávní ventrálně). Pohyby v mediotarsálním kloubu probíhají okolo dvou os. Osa longitudinální probíhá proximodistálně, plantodorzálně a lateromediálně. Její průmět do sagitální roviny svírá s transversální rovinou úhel asi 15° a její průmět do roviny sagitální svírá se sagitální rovinou úhel asi 9°. Umožňuje pohyby především v rovině frontální, pronaci a supinaci. Šikmá osa připomíná osu hlezenního kloubu. Její velké odchylky od sagitální a transversální roviny umožňují dorzální flexi s abdukci a plantární flexi s addukci.

Podle Kapandjiho (1987) postavení těchto os umožňuje os cuboideum a os naviculare pohyby distomediálně a kraniolaterálně. Pohyb os navicularis distálně a mediálně je zajišťován kontrakcí m. tibialis posterior a kontrolován napětím lig. talonavicularis sup. Současně také dochází k mediodistálnímu pohybu os cuboideum a addukci prvních třech ossa metatarsi. Při everzi nohy jsou napjata hluboká vlákna lig. plantare longum, lig. deltoideum a mediální část lig. bifurcatum. Při inverzním postavení nohy díky kontrakci m. tibialis post. se os navicularis přibližuje k calcaneu a talus se pohybuje vzhůru vůči calcaneu. Zmiňovaná ligamenta jsou relaxována. Kloubní spojení os naviculare a calcaneu je rigidní, neumožňuje tyto pohyby. Přesto elasticita lig. plantare longum poskytuje určitou pružnost mediálnímu oblouku podélné klenby nožní.

V transversální rovině je pro os cuboideum jednodušší klouzat vůči calcaneu mediálně, tento pohyb je kontrolován napětím lig. calcaneocuboideum dorzalis. Pohyby os cuboideum vůči calcaneu se dějí převážně ve směru mediálním a kaudálním. Pohyb os cuboideum vůči calcaneu v kaudálním směru je kontrolován pouze napětím laterální

části lig. bifurcatum (Kapandji 1987). Pohyby v kraniálním směru os cuboideum vůči calcaneu jsou omezeny ze dvou důvodů. Anteriorní výběžek calcaneu tvoří bariéru pro proximální část transversotarsálního kloubu. Napětí lig. calcaneocuboideum neumožňuje otevření distální části kloubní štěrbině calcaneokuboidního kloubu (Kapandji 1987). Podle Vařeky (2009) při pronaci os cuboideum vůči calcaneu, dochází k uzamčení laterálního paprsku nohy.

2.5 Souhrnná funkce kloubů zánoží

Podle Kapandjiho (1987) tvoří všechny klouby zánoží funkční jednotku, která mimo jiné, ovlivňuje tvar klenby nožní. Subtalární a transversotarsální klouby jsou funkčně i mechanicky propojeny, tvoří jeden kloub s jednou osou (Henkeho osa) a jedním stupněm volnosti.

Při pohybu nohy do inverze táhne m. tibialis posterior za os navicularis a odhaluje kraniolaterální část hlavy talu. Os cuboideum je tažena pomocí lig. cuboideonaviculare mediálně, současně táhne také calcaneus, který se pohybuje ventrálně pod talus. Otevírá se sinus tarzi a napínají se interosseální ligamenta. Odhaluje se kraniální kloubní plocha calcaneu ve ventrokaudální části. Zjednodušeně, dochází k posunu os cuboideum a os navicularis mediálně. Pohyb těchto kostí následuje celé přednoží, které se pohybuje anteriorně a mediálně.

Při pohybu nohy do inverze se otáčí os cuboideum a os cuneiforme lateralis kolem anteroposteriorní osy, která prochází skrz lig. bifurcatum. Lig. bifurcatum klade odpor torzi a trakci. Tato rotace má za následek supinaci předonoží. Ploska nohy je orientována mediálně, protože laterální oblouk podélné klenby nožní je oploštěn. Anteriorní kloubní plocha os cuboideum (artikulující s os metatarsi quinti) směřuje anteriorně a kaudálně. Mediální oblouk podélné klenby nožní je zvýrazněn, protože ventrální kloubní plocha os naviculare artikulující s os cuneiforme mediale je orientována ventrálně a kraniálně.

Při everzi táhne m. peroneus brevis prostřednictvím báze os metatarsi quinti os cuboideum předonoží laterálně a posteriorně. Stejným směrem je tažena os naviculare a uzavírá se sinus tarsi. Calcaneus se pohybuje kaudálně pod talus. Pohyb do everse je zastaven dotykem talu a podložky v sinus tarsi. Zjednodušeně jsou os cuboideum a naviculare taženy laterálně, jejich pohyb následuje předonoží. Současně dochází k rotaci ve směru pronace, protože os naviculare se posune distálně a os cuboideum abdukuje, kloubní plocha artikulující s bází os metatarsi quinti je orientována anteriorně a laterálně.

2.6 Tarzometatarzální kloub

Podle Vařeky (2009) běží linie tarzometatarzálních kloubů mediolaterálně, superoinferiorně a anteroposteriorně. V tarzometatarzálních kloubech dochází k poměrně malému pohybu v důsledku tvaru kloubních ploch a vzájemného spojení krátkými silnými vazy. Osy flexe a extenze mediálního a laterálního metatarzu nejsou pravoúhlé k podélné ose nohy, ale mírně šikmo. Během plantární flexe metatarzy addukují, rozsah pohybu I. Metatarzu do abdukce a addukce činí asi 15°. Při plantární flexi se zvýrazní zakřivení předního oblouku příčné klenby v důsledku přiblížení hlaviček metatarzů a tvaru a orientaci kloubních ploch na os cuboideum a ossa cuneiformia.

Kapandji (1987) uvádí, že intercuneiformní klouby a kloubní spojení mezi os cuboideum a os cuneiforme laterale umožňují malé vertikální pohyby, které jsou nezbytné pro tvarování příčné klenby nohy. Pohyby mezi os naviculare a ossa cuneiformia se podílejí také na tvarování mediálního oblouku podélné klenby.

2.7 Nožní klenba

Podle Kapandjiho (1987) dochází při vertikálním zatížení k oploštění a prodloužení všech oblouků nožní klenby. Distribuce vertikálního zatížení do opěrných bodů klenby není rovnoměrná. Asi 1/6 vertikálního zatížení jde do hlavičky V. metatarzu, 2/6 do hlavičky I. metatarzu a 3/6 do tuber osis calcanei. Současně se talus posune o 2–6 mm mediálně a calcaneus o 2–4 mm mediálně. Tento posun vede k torzi v transverzotarálním kloubu. Osa předonoží se posune mediálně, zatímco osa zánoží se posouvá laterálně. To znamená, že předonoží addukuje, pronuje a lehce extenduje. Zánoží vůči předonoží abdukuje, supinuje a mírně flektuje.

Největší vliv na tvar křivky mediálního oblouku podélné klenby nožní má m. flexor hallucis longus, protože stabilizuje talus a calcaneus. Jeho šlacha prochází přes processus posterior tali mezi tuberculum mediale et laterale, tím brání jeho dorzálnímu posunu. Talus je tlačěn dorzálně, díky kontrakci m. tibialis posterior, který tlačí os naviculare dorzálně a kaudálně pod hlavu talu. Stabilizaci talu napomáhají ligg. talocalcaneare mediale et laterale, která se při dorzálním posunu talu napnou. Šlacha m. flexor hallucis longus prochází pod sustentaculum tali a svou kontrakcí tlačí ventrální polovinu calcaneu kranálně. Ventrální polovina calcaneu je při vertikálním zatížení tlačena distálně. M. abductor hallucis také akcentuje křivku mediálního oblouku podélné klenby tím, že navzájem přitahuje opěrné plochy tohoto oblouku.

Klíčové svaly pro udržení tvaru laterálního oblouku podélné klenby jsou m. abductor digiti minimi, který tvoří tětivu laterálního oblouku. Dále m. peroneus brevis et longus. Šlacha m. peroneus longus probíhá pod trochlea peronealis, při kontrakci táhne ventrální polovinu calcaneu kраниálně. Udržení tvaru laterálního oblouku podélné klenby napomáhá napětí povrchových a hlubokých vláken lig. plantare longum. Zabraňuje tak otevření distální části calcaneokuboidního a cuboidometatarsálního kloubu při vertikálním zatížení. Laterální oblouk podélné klenby je rigidnější než mediální oblouk. Umožňuje tak lepší přenos propulzní síly m. triceps surae.

M. adductor hallucis caput transversum a slabá intermetatarsální ligamenta tvoří tětivu ventrální části oblouku příčné klenby nohy. Ventrální oblouk příčné klenby bývá často oploštěn. Tětivu mediálního oblouku příčné klenby, tj. mezi ossa cuneiformia a os cuboideum tvoří m. peroneus longus. V dorzální části příčné klenby tvoří tětivu m. tibialis posterior mezi os naviculare a os cuboideum. Pohl, Rabbito a Ferber (2010) uvádí, že poslední studie ukazují, že při chůzi u osob s příčně plochou klenbou vykazují m. tibialis posterior vyšší aktivitu v porovnání s osobami s normálně klenutou nohou. M. tibialis posterior poskytuje dynamickou podporu středonoží.

2.8 Kineziologie kolenního kloubu

Podle Kapandjiho (1987) tvoří mechanickou osu dolní končetiny spojnice středů kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. Tato osa je odkloněna od vertikály asi o 3° laterálně a od osy femuru asi o 6° mediálně. Velikost úhlu mezi mechanickou osou a osou femuru je závislá na šířce pánve, u žen bývá větší. Toto vysvětluje přirozené valgozní postavení kolenního kloubu. Osa flexe a extenze v kolenním kloubu leží horizontálně ve frontální rovině, s osou femuru svírá úhel 81°. Při plné flexi v kolenním kloubu neleží bérec rovnoběžně s femurem, ale směřuje mírně mediálně. Paty jsou v kontaktu s hýžděmi v oblasti sedacích hrbolů.

Kondyly femuru jsou konvexní, jejich zakřivení však není pravidelné. Díky tomu nemají jednu osu otáčení, ale střed otáčení se při pohybu mění. Křivka mm' a nn' značí trajektorii pohybu středu otáčení mediálního a laterálního kondylu femuru (Příloha 1). Poloměr zakřivení povrchu kondylů nejprve postero-anteriorně vzrůstá, ze 17 mm na 38 mm u mediálního kondylu a z 12 mm na 60 mm u laterálního kondylu. Bod t představuje tu část femuru, která je v kontaktu s tibiálním platem při plné extenzi. Dále bod t rozděluje kondyl na část náležící femorotibiálnímu kloubu (posteriorně od bodu t) a část náležící

femoropatellárnímu kloubu (Příloha 1). Osy kondylů posteriorně divergují. Femorotibiální kloub je inkongruentní, kongruenci kloubních ploch zajišťují menisky. Ve frontální rovině je mediální kondyl femuru konkávní s poloměrem zakřivení 80 mm, laterální kondyl femuru je konvexní s poloměrem zakřivení 70 mm. Bikonkávní tvar mediálního kondylu femuru umožňuje určitou stabilitu při kontaktu s mírně konvexním povrchem tibiálního plató. Laterální kondyl vzhledem ke své konvexitě stabilní není. Jeho stabilita při pohybu závisí na integritě předního zkříženého vazů.

Flexe kolenního kloubu je kombinace valivého a smykového pohybu kondylů femuru po tibiálním plató. Čistý valivý pohyb je vykonáván mediálním kondylem v prvních 10-15° flexe a laterálním kondylem v prvních 20° flexe. Toto částečně vysvětluje, proč je laterální kondyl femuru delší než mediální kondyl. Podle Biščevice, Tomiče, Starce a Smrkeho (2005) se u mužů a žen liší podíl smykového a valivého pohybu při flexi kolenního kloubu. U žen se na flexi kolenního kloubu podílí z větší části smykový pohyb než u mužů, což může částečně vysvětlovat větší náchylnost žen k poraněním a degenerativním onemocněním kolenního kloubu.

Podle Kapandjiho (1987) závisí velikost axiální rotace v kolenním kloubu na stupni flexe v kolenním kloubu. Při extendovaném kolenním kloubu je eminentia intercondylaris tibiae uzamčena mezi kondyly femuru, rotace tak není možná. Mezera mezi kondyly se posteriorně rozšiřuje, protože osy obou kondylů femuru nejsou rovnoběžné, ale dorzálně divergují. Díky tomu je při flexi rotace možná. V průběhu zevní rotace bérce se laterální kondyl femuru posunuje po tibiálním plató posteriorně a mediální kondyl femuru anteriorně. Při vnitřní rotaci bérce se kondyly femuru posouvají opačně. Laterální kondyl femuru vykonává téměř dvojnásobně delší posun po tibiálním plató než mediální kondyl femuru. Zároveň překonává vrchol konvexity tibiálního plató, vykonává tak i vertikální pohyb. Osa axiální rotace neprochází středem eminentia intercondylaris, ale skrz tuberculum intercondylare mediale. Proto vykonává laterální kondyl větší rozsah pohybu. Při rotaci v kolenním kloubu slouží eminentia intercondylaris tibiae jako pivot. Někteří autoři však přisuzují funkci pivota zkříženým vazům kolenního kloubu. Podle Kapandjiho (1987) slouží zkřížené vazy spíše jako centrální spojení femuru a tibie.

2.8.1 Funkce menisků při pohybu

Podle Kapandjiho při flexi a extenzi v kolenním kloubu následují menisky pohyb femuru. Pohyb laterálního menisku je téměř dvojnásobný než pohyb mediálního menisku.

Je to zapříčiněno větším rozsahem pohybu laterálního kondylu femuru. Při flexi v kolenním kloubu je dorzální posun mediálního menisku 6 mm a laterálního menisku 12 mm.

Menisky nejsou pouze pasivními elementy. V průběhu pohybu jsou posouvány prostřednictvím úponů šlach a vazů. Při extenzi kolenního kloubu jsou menisky taženy meniskopatellárními vlákny ventrálně a kraniálně díky ventrálnímu posunu patelly. Posterioerní cíp laterálního menisku je také tažen ventrálně a kraniálně prostřednictvím lig. meniscofemorale posterius et anterioris při napjatém zadním zkříženém vazů. Při flexi v kolenním kloubu je tažen mediální meniskus dorzálně a kaudálně prostřednictvím úponu šlachy m. semimembranosus do dorzálního okraje menisku. Ventrální okraj mediálního menisku je spojen s předním zkříženým vazem a je tažen ventrálně a kraniálně. Laterální meniskus je spojen se šlachou m. popliteus, který jej táhne dorzálně a kaudálně. Pohyby menisků v průběhu axiální rotace jsou většinou pasivní, jsou posouvány kondylu femuru. Ventrální posun menisků je aktivní díky napětí meniskofemorálních ligament prostřednictvím aktivní kontrakce m. quadriceps femoris. Při zevní rotaci bérce se posouvá laterální meniskus ventrálně a mediální meniskus dorzálně. Při vnitřní rotaci bérce je posun menisků opačný.

2.8.2 Funkce vazů při pohybech kolenního kloubu

Latero-laterální stabilita kolenního kloubu

Kapandji (1987) uvádí, že kloubní pouzdro kolenního kloubu je zpevňováno kolaterálními ligamenty z laterální a mediální strany. Kolaterální ligamenta jsou zodpovědná za latero-laterální stabilitu kolenního kloubu při extenzi. Lig. collaterale medilale se upíná na mediální kondyl femuru na spojnici středů otáčení mediálního kondylu femuru. Dále se upíná na mediální kondyl tibie posterioerně za úpony m. gracilis, m. semimembranosus a m. sartorius. Směr tahu lig. collaterale mediale je ventrálně a kaudálně. Jeho dorzální část vláken je spojena s kloubním pouzdrem a mediálním meniskem. Lig. collaterale laterale se upíná na laterální kondyl femuru posterioerně a superioerně od spojnice středů otáčení laterálního kondylu femuru. Upíná se na processus styloideus capitulum fibulae a hluboká vlákna také do úponu m. biceps femoris. Průběh vláken lig. collaterale laterale je kaudálně a dorzálně. Kolaterální ligamenta se napínají při extenzi kolenního kloubu a relaxují při jeho flexi. Při flexi v kolenním kloubu mění kolaterální ligamenta kromě své délky také

směr tahu, tah lig. collaterale mediale směřuje kaudálněji a tah lig. collaterale laterale směřuje kaudálně a lehce anteriorně.

Vzhledem k postavení osy femuru není zatížení tibiálního plató čistě vertikální, ale má také horizontální složku, která směřuje mediálně. Díky tomu je zvýrazňována fyziologická valgozita kolenního kloubu a tendence mediálního otevírání kloubní štěrbiny. Lig. collaterale mediale působí proti horizontální složce působící síly. Při ochraně kolenního kloubu proti valgóznímu stresu působí také kontrakce m. gracilis, m. semimembranosus, m. sartorius a m. vastus medialis et intermedius, dále retinaculum patellae mediale et cruciate.

Antero-posteriorní stabilita kolenního kloubu

Podle Kapandjiho (1987) závisí mechanismus stabilizace kolenního kloubu na jeho poloze. Pokud je kolenní kloub extendován nebo mírně flektován, je jeho stabilita zajištěna kontrakcí m. quadriceps femoris, protože kolenní kloub má tendenci se flektovat. Jiná situace nastává při hyperextenzi v kolenním kloubu, kdy má kolenní kloub tendenci hyperextenzi akcentovat. Stabilita je pasivně zajištěna kloubním pouzdrům a posteriorně jej zesilujícími vazy (lig. popliteum arcuatum, lig. popliteum obliquum, lig. collaterale mediale et laterale a lig. cruciatum posterius), případně periartikulárními svaly (m. popliteus). Pro hyperextenzi zde není žádná kostěná bariéra. Aktivní stabilizace kolenního kloubu v hyperextenzi je zajištěna kontrakcí m. biceps femoris a m. gastrocnemius.

Lig. cruciatum anterius (dále jen LCA) směřuje kaudálně, mediálně a ventrálně. LCA se skládá ze tří částí. Anteromediální část je nejdelší a nejnáchylnější ke zraněním, dále posterolaterální část a intermediální část. LCA se ve svém průběhu otáčí. Anteromediální část se upíná na femur inferiorně a posterolaterální část superiorně. Některá vlákna LCA jsou spojena s anteriorním cípem mediálního menisku. Lig. cruciatum posterius (dále jen LCP) směřuje mediálně, ventrálně a kraniálně. LCP se skládá ze čtyř částí. Posterolaterální část, anteromediální část, Humphreyova anteriorní část (často chybějící) a lig. meniscofemorale Wrisbergi, která spojuje posteriorní cíp laterálního menisku s anteriorní částí LCP. Všechny části LCA a LCP nemají stejný průběh ani stejnou délku, při pohybu se napínají postupně. Křížení LCA a LCP se nachází blíž jejich úponu na femur. LCA leží laterálně od LCP. Zkřížené vazy mají blízký vztah ke kloubnímu pouzdru, zjednodušeně řečeno jej zesilují.

Podle Kapandjiho (1987) se při pohybu v kolenním kloubu průběh LCA a LCP mění. Při extenzi má LCA mnohem více vertikální průběh než LCP, při flexi má LCP vertikálnější průběh. Vlákná zkřížených vazů nemají stejnou délku, napínají se postupně při pohybu, proto se síla a elasticita napjatých ligament při pohybu mění. Průběh vláken není vždy paralelní, ale jsou přetočená.

Hlavní funkce zkřížených vazů při flexi kolenního kloubu je, že umožňují kondylům femuru klouzat tibiálním plató. Zkřížené vazy táhnou zpět (ventrálně) kondyly femuru. Pokud při pohybu z extenze do flexe nevykonávají kondyly posuvný pohyb, posune se celý femur dorzálně a dochází k poškozování zadního cípu mediálního menisku. Na posunu kondylů ventrálně při flexi se podílí hlavně LCA. Stejnou funkci má při extenzi kolenního kloubu LCP, které táhne kondyly femuru dorzálně, aby byl zajištěn posuvný pohyb kondylů po tibiálním plató.

Kapandji (1987) uvádí, že při plné extenzi není možná axiální rotace v kolenním kloubu. Eminentia intercondylaris tibiae je uzamčena mezi kodyly femuru, jsou napjaty postranní vazy a zkřížené vazy. Při vnitřní rotaci bérce dochází ke vzájemnému navíjení LCA a LCP, zmenšuje se také štěrbina femorotibiálního kloubu. Při vnitřní rotaci bérce se napíná LCA a LCP relaxuje. Napínají se také vlákna, které spojují LCA a přední cíp mediálního menisku, který je tak tažen dorzálně. Při zevní rotaci bérce mají LCA a LCP téměř paralelní průběh, dochází také k oddálení kloubních ploch tibie a femuru. Napíná se LCP, zatímco LCA relaxuje. Vlákná LCP se upínají na zadní cíp laterálního menisku, který je tímto tažen ventrálně.

Podle Russella, Palmieriho, Zindera a Ingersolla (2006) je stabilita kolenního kloubu ve všech rovinách závislá na funkci svalů v oblasti kolenního kloubu, ale částečně také na stabilitě kyčelního kloubu. Konkrétně na stabilizační funkci m. gluteus medius.

3 Kineziologie svalů dolní končetiny

3.1 Kineziologie svalů bice a akra dolní končetiny

Soderberg (1997); Wang, a Gutierrezová-Farewiková (2009) tvrdí, že nejdůležitější sval pro propulzní aktivitu nohy je triceps surae, přičemž současně supinuje nohu při plantární flexi. Mediální část m. soleus je aktivní při everzi nohy. Zabraňuje nadměrné everzi, která by mohla být způsobena aktivitou peroneálních svalů. Při stoji mají m. soleus a m. gastrocnemius rozdílné role, podle EMG a histochemických dat je m. soleus primárně odpovědný za plantární flexi v hlezenním kloubu. Skupina plantárních flexorů nohy hraje roli při udržování extenze v kolenním kloubu při stojné fázi. Některé komplexní studie naznačují, že aktivita svalů lýtka spíše zabraňuje rekurvaci kolenního kloubu než posun těla vpřed. Hurdová a Snyder-Macklerová (2007) uvádí, že pro extenzi v kolenním kloubu je klíčová funkce m. soleus, který brzdí pohyb tibie vůči femuru vpřed, dochází tím k pasivní extenzi v kolenním kloubu. Podle Kapandjiho závisí efektivita práce m. gastrocnemius na stupni flexe v kolenním kloubu, při extenzi (a aktivitě m. quadriceps femoris) je m. gastrocnemius pasivně natatován a dochází k ukládání elastické energie, která je pak využita při kontrakci. Dorzální flexe v hlezenním kloubu a extenze v kolenním kloubu zlepšují efektivitu kontrakce m. gastrocnemius a m. quadriceps femoris.

Soderberg (1997) uvádí, že v uzavřeném kinematickém řetězci dochází působením váhy těla k pronaci nohy. Díky aktivitě m. peroneus longus a m. tibialis posterior, které tvoří podpůrný závěs pro klenbu nožní, dochází za výrazného přispění m. triceps surae k supinaci nohy. Mezi supinátory nohy patří svaly, jejichž šlachy vedou mediálně od trochley hlezenního kloubu. Podle Kapandjiho (1987) kontrakční síla supinátorů nohy mnohonásobně převyšuje kontrakční sílu pronátorů. Tato dysbalance kompenzuje přirozenou tendenci nohy při zatížení pronovat.

Podle Soderberga (1997) se krátké svaly nohy (intrinsic muscles) účastní propulze nohy a zároveň ovlivňují nožní klenbu. Inkoordinace těchto svalů může vést ke zhoršení jejich funkce a abnormálnímu postavení v kloubech nohy.

3.2 Kineziologie svalů v oblasti kolenního kloubu

Podle Kapandjiho (1987) hraje při kontrole stability kolenního kloubu mnohem větší roli extenzorová skupina než flexorová skupina. Hlavní sval extendující kolenní kloub je m. quadriceps femoris. Je schopen trojnásobně větší kontrakční síly než flexorový aparát.

M. quadriceps femoris je aktivní při všech stupních flexe v kolenním kloubu, aby bylo zabráněno případnému podklesnutí kolene. Při hyperextenzi kolenního kloubu však aktivní není. Vastus medialis, lateralis et intermedius jsou primárně extenzory kolenního kloubu, ale zajišťují také laterolaterální stabilitu. Podle Schmitze a Schulzové (2010) se extenzorová skupina kolenního kloubu spolu s flexorovou skupinou hlezenního kloubu podílí na tlumení nárazů při dopadu končetiny na podložku.

Při kontrakci všech mm. vasti je patella tažena kraniálně ve směru podélné osy femuru. Pokud je při kontrakci mm. vasti dysbalance, zvětšuje se tah patelly směrem k dominující hlavě m. quadriceps femoris. Podle Dylevského (2009) má velký vliv na patellofemorální kinematiku osové uspořádání extenzorového aparátu kolenního kloubu, které je vyjádřeno tzv. Q úhlem. Q úhel svírá osa tahu m. quadriceps femoris a osa lig. patellae. Dylevský (2009) uvádí velikost Q úhlu 10-15°. Yasayuki, Masaru a Stephen et al. (2000) uvádí velikost Q úhlu mezi 6–27°, průměrná hodnota je 15°. Při flexi kolenního kloubu působí m. quadriceps femoris na patellu laterální tah, který také působí zvýšení tlaku mezi patellou a laterální stranou žlábků femuru. Zvětšení Q úhlu působí laterální posun patelly, jehož maximum činí 6,5 mm při velikosti flexe kolenního kloubu 50°. Zvýšení hodnoty Q úhlu působí zvětšení mediálního naklonění patelly o 3-5°, které je nejvíce patrné při flexi kolenního kloubu 20–80° a větší mediální rotaci patelly, která je nejvíce patrná při 20–50° flexe v kolenním kloubu. Současně, při zvětšení Q úhlu má tibia tendenci k translačnímu pohybu laterálním směrem. Zvětšení velikosti Q úhlu významně neovlivňuje valgózní postavení kolenního kloubu a rotaci tibie. Snížení velikosti Q úhlu zvětšuje laterální naklonění patelly o 2–4° při flexi v kolenním kloubu 20° a 50–80°. Při zmenšení velikosti Q úhlu má tibia tendenci rotovat, rotace tibie byla nejvýraznější při flexi v kolenním kloubu 30–60°. Současně při zmenšení Q úhlu dochází ke zmenšení valgózního postavení tibie a femuru, při 90° flexe kolenního kloubu činí zmenšení minimálně o 5°. Zmenšení Q úhlu významně neovlivňuje rotaci patelly, posun patelly a latero-laterální translační pohyb tibie. Vnitřní rotace tibie snižuje hodnotu Q úhlu, zároveň způsobuje mediální posun a mediálního naklonění patelly. Zevní rotace tibie má opačný efekt. Při malých stupních flexe kolenního kloubu (do 20°) limituje laterální posun patelly mediální retinaculum patelly. Při větším stupni flexe kolenního kloubu (nad 20°) je laterální posun limitován laterální fasetou femorálního žlábků. Mediální naklonění se v průběhu pohybu významně nemění. Pohyby patelly vůči femuru jsou vždy závislé na tvaru kloubních ploch femoropatellárního kloubu.

Podle Kapandjiho (1987) je hlavní funkcí patelly zvyšování efektivity kontrakce m. quadriceps femoris. Tím, že se patella při kontrakci posouvá kraniálně, rotační složka svalové síly je orientována více horizontálně.

Gage (1991) tvrdí, že m. rectus femoris tvoří 1/5 celkové kontrakční síly m. quadriceps femoris. M. rectus femoris flektuje kyčelní kloub a extenduje kolenní kloub, ale efektivita jeho kontrakce závisí na počáteční poloze v těchto kloubech. Na konci stojné fáze a začátku švihové fáze m. rectus femoris svou koncentrickou kontrakcí akceleruje flexi v kyčelním kloubu, současně svou excentrickou aktivitou brzdí flexi v kolenním kloubu. Absorbuje tak elastickou energii v kolenním kloubu a generuje ji v kyčelním kloubu. Jeho kontrakce je proto skoro izometrická. Podle Kapandjiho (1987) jsou mm. vasti efektivnější extenzor kolenního kloubu než m. rectus femoris, jehož efektivita kontrakce se snižuje flexí v kyčelním kloubu.

Podle Kapandjiho (1987) jsou svaly s funkcí flexe v kolenním jsou převážně dvoukloubové (m. biceps femoris cap. longum, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gracilis, m. sartorius a m. gastrocnemius). M. gastrocnemius je slabý flexor kolenního kloubu, uplatňuje se spíše při stabilizaci kolenního kloubu. Zabraňuje posunu kondylů femuru dorzálně, je tak antagonistou a zároveň synergistou m. quadriceps femoris. M. gracilis a m. sartorius nejsou primárními flexory kolenního kloubu. Efektivita práce m. biceps femoris cap. longum a m. semitendinosus et semimembranosus závisí na poloze kyčelního kloubu. Při flektovaném kyčelním kloubu dochází k jejich pasivnímu protažení a zvýšení efektivity následné kontrakce. Naopak při extendovaném kyčelním kloubu se efekt jejich kontrakce snižuje, v této chvíli se uplatňují jednokloubové flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris cap. breve et m. popliteus). Hollmann, Deusinger, Dillen a Matava (2002) uvádí, že po poranění nebo plastice LCA je podle EMG zvýšená aktivita nebo porušený timing zapojování dvoukloubových flexorů kolenního kloubu z důvodu zajištění stability kolenního kloubu v sagitální rovině při extenzi. U kolenního kloubu dochází po poranění nebo plastice LCA k posunu osy otáčení v sagitální rovině kraniálně. Dochází také k posunu poměru klouzavého a valivého pohybu na stranu klouzavého pohybu a posunu tibie ventrálně.

Flexory kolenního kloubu se uplatňují také jako rotátory. Mezi zevní rotátory bérce se řadí svaly, které se upínají na laterální kondyl tibie nebo hlavičku fibuly a táhnou je dorzálně. Funce m. biceps femoris cap. longum je závislá na postavení v kyčelním kloubu, m. biceps femoris cap. breve není. M. tensor fasciae latae flektuje a zevně rotuje bérec pouze

při flektovaném postavení v kolenním kloubu. Pokud je kolenní kloub extendován napomáhá jeho uzamykání. Mezi vnitřní rotátory kolenního kloubu patří m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus. Táhnou mediální kondyl tibie dorzálně a brzdí zevní rotaci bérce při flektovaném kolenním kloubu. Chrání tak kloubní pouzdro a ligamenta kolenního kloubu. Jsou aktivovány při násilné zevní rotaci bérce např. při rotaci trupu kontralaterálně od stojné končetiny. Ačkoli leží m. popliteus na dorzální straně kolenního kloubu jeho funkce je extenze kolenního kloubu. Při flexi kolenního kloubu se jeho úpony posouvají ventrálně a kraniálně, stává se tak flexorem a vnitřním rotátorem. Efektivita jeho kontrakce vzrůstá s flexí kolenního kloubu.

Terminální fáze extenze kolenního kloubu je spojená se zevní rotací bérce a počátek flexe v kolenním kloubu je spojen s vnitřní rotací bérce. Tyto pohyby se dějí automaticky. Při počátku flexe v kolenním kloubu se laterální kondyl femuru posouvá víc dorzálně asi o 5–6 mm než mediální kondyl femuru. Tibie vykoná vůči femuru mediální rotaci 20°. Mediální rotace bérce je způsobena rozdílnou velikostí femorálních kondylů, rozdílným zakřivením tibiálního plató, kdy se mediální kondyl valí v konkavitě mediálního kondylu tibie a laterální kondyl klouže po zadní části konvexity tibiálního plató. Při pohybu kondylů vzad se napíná lig. collaterale mediale rychleji než lig. collaterale laterale. Při terminální fázi extenze kolenního kloubu se napíná lig. cruciatum anterius, které leží laterálně od osy axiální rotace kolenního kloubu a tím způsobuje zevní rotaci bérce.

4 Chůze

Janura (1998) definuje chůzi jako základní a jedinečnou jednotkou lidské lokomoce. Chůze je cyklický střídavý pohyb dolních končetin se souběžnými synchronizovanými pohyby celého těla, který slouží pro přemístění těla z jednoho místa do jiného.

Podle Gage (1991) je lidská bipedální chůze méně stabilní a méně výkonná než kvadrupedální lokomoce. Trupové svalstvo je při bipedální lokomoci využíváno mnohem méně, proto je u bipedální lokomoce kratší délka kroku a menší rychlost chůze oproti kvadrupedální lokomoci. Bipedální lokomoce však umožňuje uvolnění horních končetin pro manipulaci s předměty. Normální bipedální chůze má podle Gage (1991) pět základních atributů: stabilita při stoji, uvolnění nohy v průběhu letové fáze, nastavení nohy pro kontakt paty s podložkou na konci letové fáze, adekvátní délku kroku a optimalizaci energetické spotřeby. Při chůzi u některých patologických stavů některé z těchto atributů chybí.

Dvořák a Vařeka (1999) uvádí, že základní podmínkou pro udržení stability lidského těla ve statické poloze je promítání těžiště do opěrné báze. Vektor tíhové síly musí směřovat do opěrné báze, nemusí však směřovat do opěrné plochy. Stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné báze a hmotnosti. Stabilita je nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze, sklonem opěrné plochy vzhledem k horizontální rovině. Během lokomoce nemusí vektor tíhové síly směřovat do opěrné báze, ale musí tam směřovat výslednice zevních sil. Perry (1992) popisuje chůzi jako kontrolovaný pád ze stabilní polohy, která je představována stojnou fází, na kontralaterální končetinu, která je dokončuje letovou fází a je připravena na kontakt paty s podložkou. Dopad paty je brzděn excentrickou kontrakcí svalů dolní končetiny.

Chůze představuje podle Gage (1991) konstantní souhru mezi přeměnou kinetické a potenciální energie. Potenciální energii lze získat zdvihnutím těžiště, což je zajištěno kontrakcí plantárních flexorů hlezenního kloubu a extenzorů kolenního a kyčelního kloubu. Dále také uložením elastické energie do ligament. Poté dochází k přeměně potenciální energie na kinetickou, v okamžiku, kdy se těžiště dostává před střed opěrné báze. Dochází k jeho poklesu a akceleraci těla vpřed, díky uložené elastické energii v ligamentech a šlachách plantárních flexorů stojné končetiny. Přeměna potenciální a kinetické energie však není úplná, počáteční potenciální energii musíme získat svalovou

kontrakcí. Podle Perry (1992) se při normální chůzi zachovává asi 50 % potenciální energie. Gage (1991) uvádí, že lidské tělo se snaží minimalizovat energetické ztráty zachováním hybnosti, aktivním a pasivním přenosem energie mezi tělesnými segmenty a minimalizací exkurzí těžiště. Minimalizace exkurzí těžiště je zajištěna rotací pánve a koordinovanou aktivitou kolenního a hlezenního kloubu. Při toporné chůzi bez využití rotace pánve je vertikální posun těžiště asi 9,5 cm při každém kroku, s využitím rotace pánve a koordinované aktivity kolenního a hlezenního kloubu je vertikální posun těžiště asi 4,4 cm. Na aktivním přenosu energie se nejvíce podílí dvoukloubové svaly.

4.1 Krokový cyklus

Podle Kirtleyho (2006) je jednotkou chůze krokový cyklus. Začíná a končí kontaktem paty a podložky stejné končetiny. Krokový cyklus se skládá ze stojné a švihové fáze. Stojná a švihová fáze se dále dělí na několik fází. Stojná fáze zaujímá 60 % krokového cyklu, švihová fáze 40 % krokového cyklu. Trvání stojné a švihové fáze je závislé na rychlosti chůze. Při symetrické chůzi zaujímá fáze dvojí opory 20% krokového cyklu. Chůze musí obsahovat fázi dvojí opory, která se zvyšující rychlostí zaujímá menší část krokového cyklu. Při běhu fáze dvojí opory chybí. Vaughan, Davis a O'Connor (1999) uvádí, že při rychlosti 80 m/min. trvá stojná fáze 62 % krokového cyklu a švihová 38 % (Příloha 2).

Vařeka (2000); Vaughan, Davis a O'Connor (1999) uvádí, že krokový cyklus začíná stojnou fází, která je zahájena dotykem paty a podložky v 0% krokového cyklu (heel strike/initial contact). Dále dochází k postupnému zatěžování v 0-10% krokového cyklu (loading response) až do položení celé plosky na podložku a jejího plného zatížení (foot flat). Následuje období střední opory v 10-30% krokového cyklu (midstance). Stojná fáze krokového cyklu končí odlepení paty (heel off), aktivním odrazem (active propulsion), pasivním odlepením palce od podložky v 50-60% krokového cyklu (preswing) a zvednutím špičky nohy v 60-70% krokového cyklu (toe off). Tímto začíná švihová fáze krokového cyklu, která se dělí na počáteční, střední a konečnou švihovou fází.

Janura (1998) uvádí, že délka kroku je závislá na rychlosti chůze. Přibližně do frekvence chůze 80 kroků/min. vzrůstá pouze frekvence, pokud se rychlost ještě zvýší, prodlužuje se délka kroku. Šířka kroku by neměla přesáhnout 10,5 cm. Pokud je šířka kroku větší, hovoříme o chůzi o široké bázi, která může poukazovat na poruchu propiocepce nebo centrální poruchu.

4.1.1 Fáze iniciálního kontaktu a postupného zatěžování

Podle Kirtleyho (2006) a Vařeky (2009) je cílem heel strike a loading response bezpečné položení plosky nohy na podložku a přenesení váhy na stojnou nohu. Ihned po iniciálním kontaktu paty s podložkou dochází k narůstání reakční síly podložky. Reakční síla podložky se skládá ze dvou komponent. Jako první přichází krátce trvající náraz paty na podložku, což je následek prudké decelerace. Při přenosu zatížení na stojnou končetinu je vektor reakční síly podložky orientován proti směru chůze. Na počátku heel strike je hlezenní kloub v dorziflexi nebo neutrální poloze. Dále pak dochází k pasivní plantární flexi hlezenního kloubu a flexi kolenního kloubu při pokládání plosky na podložku. M. tibialis anterior svou excentrickou kontrakcí brzdí dopad předonoží na podložku (Obrázek 1). Před heel strike je subtalární kloub supinován a při kontaktu laterálního výběžku calcaneu a podložky dochází k pronaci. V transversotarsálním kloubu probíhá relativní supinace předonoží okolo podélné osy nohy vzhledem k pronujícímu zánoží. V této chvíli musí svaly dolní končetiny reagovat na vzrůst zatížení. Jsou aktivovány dorziflexory hlezenního kloubu a extenzorový aparát kolenního kloubu (Obrázek 1). Pro správný přenos váhy těla je nutná absorpce prvotního nárazu, kterou zajistí tukový polštář na plantární straně calcaneu. Zamezení „plácnutí plosky nohy na podložku“ zajistí aktivita dorziflexorů hlezenního kloubu (Obrázek 1). Pro tlumení nárazu je důležitá funkce drobných kloubů nohy, kdy dojde k odemčení transversotarsálního kloubu díky pronaci v subtalárním kloubu. Flexibilita drobných kloubů nohy umožní plosce adaptaci na terén.

Kirtley (2006) popisuje, že při heel strike je kolenní kloub extendován, po zatížení se mírně flektuje (asi 20°). Kolenní kloub by v průběhu krokového cyklu neměl dosáhnout plné extenze, zastaví se při 3° flexe. Vařeka (2009) uvádí, že vektor reakční síly podložky prochází středem kolenního kloubu nebo lehce za jeho osou. Vyvolává tím flekční moment v kolenním kloubu. Proti vektoru reakční síly působí moment síly extenzorů kolenního kloubu, které pracují v excentrické kontrakci (Obrázek 1). M. rectus femoris by však neměl být aktivován, aby neomezoval extenzi v kyčelním kloubu. Při dostatečné aktivitě extenzorů kyčelního kloubu, však může být využita izometrická až excentrická kontrakce m. rectus femoris k brždění flexe v kolenním kloubu. EMG záznamy aktivity m. rectus femoris různých autorů se ale v tomto případě liší. Počáteční flexe kolenního kloubu bržděna aktivitou extenzorů se podílí na tlumení nárazů v první polovině fáze opory. Gittoes, Erwin a Brewin (2009) tvrdí, že ženy mají před a při kontaktu nohy s podložkou

více extendovaný kolenní a hlezenní kloub než muži, avšak na reakční sílu podložky to nemá vliv.

Podle Vařeky (2009) je flexe v kolenním kloubu je spojena s vnitřní rotací bérce, kdy dojde k odemčení kolenního kloubu. Vnitřní rotace bérce je umožněna díky pronaci v subtalárním kloubu a addukcí talu. Kirtley (2006) tvrdí, že je flexe v kolenním kloubu při zatížení kontrolována m. quadriceps femoris, který absorbuje vertikální zatížení excentrickou kontrakcí. Absorpce zatížení chybí při bolestech v kolenním kloubu. Lidé s bolestivým kolenním kloubem využívají pro uzamčení kolenního kloubu aktivitu extenzorů kyčelního kloubu, aby posunuli femur dorzálně.

Vařeka (2009) uvádí, že na začátku opěrné fáze je v kyčelním kloubu flexe asi 35° . Vektor reakční síly podložky prochází za osou kyčelního kloubu a vytváří extenční moment síly, což odpovídá brždění během první poloviny opěrné fáze. Gittoes, Erwin a Brewin (2009) tvrdí, že větší flexe v kyčelním a kolenním kloubu při iniciálním kontaktu nejsou nutně spojeny s menší hodnotou vrcholu křivky reakční síly podložky.

Podle Vařeky je už před heel strike zahájen pohyb kyčelního kloubu do extenze, zároveň rotuje pánev na stranu opěrné dolní končetiny. Dochází tak k vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, jejíž velikost je závislá na anatomickém postavení dolní končetiny a pánve a na individuálním provedení motorického stereotypu chůze.

Osa krčku femuru je při kontaktu paty s podložkou vzhledem k frontální rovině v anteverzi, poté vykonává pohyb do retroverze, což odpovídá pohybu kyčelního kloubu z flexe do extenze. Pánev rotuje při kontaktu paty s podložkou kontralaterálně, před iniciálním kontaktem je v kyčelním kloubu zevně rotační postavení, které trvá i při první fázi opory končetiny. Poté dochází k vnitřní rotaci kyčelního kloubu, která trvá až do období odrazu. Vařeka (2009) uvádí, že při stejné fázi kolísá hodnota zevní rotace mezi 4° a 6° , po odrazu dochází nejprve ke zvýraznění zevní rotace a poté k prudké vnitřní rotaci.

4.1.2 Období střední opory

Období střední opory popisuje Vařeka (2009) tak, že je noha zatížením fixována k podložce a bérce se vůči ní pohybuje vpřed. Na počátku kontaktu plosky s podložkou byl hlezenní kloub plantárně flektován, při přenášení váhy na přední část chodidla dochází k jeho dorziflexi. Tato dorziflexe je bržděna excentrickou aktivitou plantárních flexorů hlezna, nejprve především m. soleus, později m. gastrocnemius a m. flexor hallucis longus

(Obrázek 1). V subtalárním kloubu probíhá supinace, která je umožněna právě přesunem váhy na přední část chodidla a odlehčením paty. Přesun váhy těla probíhá dorzoventrálně a lateromediálně. Zároveň se zatížením hlavičky V. metatarzu se dorzálně flektuje I. metatarzofalangeální kloub, tím může být uplatněn pákový mechanismus plantární aponeurosy, jejíž mediální část je více napjata a způsobuje supinaci předonoží. Plantární aponeurosa se při zvednutí calcaneu navíjí na hlavičky metatarzů a přitahuje tak calcaneus k předonoží. V transversotarzálním kloubu dochází k relativní pronaci, předonoží vzhledem k zatížení jeho laterální strany není schopno sledovat zánoží do supinace. Tento pohyb vede k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Přední tarsus je zpevněn kontrakcí m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Cílem je stabilizace transversotarzálního kloubu, aby se z nohy stala pevná páka a byla plně využita síla kontrakce m. triceps surae pro odraz z hlavičky I. nebo II. metatarzu.

Podle Vařeky (2009) zahajuje kolenní kloub po fázi mírné flexe extenzi. Současně dochází také k zevní rotaci bérce a abdukci talu, která navazuje na supinaci v subtalárním kloubu. Při stoji na jedné dolní končetině plantární flexory hlezenního kloubu (hlavně m. gastrocnemius) vyvíjejí velikou sílu pro uzamčení kolenního kloubu v průběhu odvalování plosky. Udržují tak vektor reakční síly podložky ventrálně od kolenního kloubu, aby zabránily jeho podlomení (Obrázek 1). Kirtley (2006) uvádí, že hyperextenze kolenního kloubu je kontrolována kontrakcí m. gastrocnemius a ligamenty na zadní straně kolenního kloubu. V kyčelním kloubu pokračuje pohyb do extenze. Dvoukloubové flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris cap. longum, m. semitendinosus a m. semimembranosus) mohou díky stabilizovanému kolennímu kloubu fungovat jako extenzory kyčelního kloubu. Vaughan, Davis & O'Connor 1999 uvádí, že m. gluteus medius slouží při stojné fázi jako stabilizátor kyčelního kloubu.

Vařeka (2009) popisuje, že ke konci opěrné fáze tlačí kontrakce m. triceps surae a reakční síla podložky koleno vpřed a působí tak i flexi v kolenním a kyčelním kloubu. Při rychlé chůzi zastaví m. rectus femoris flexi v kolenním kloubu přenosem tahu na flexi v kyčelním kloubu. M. iliopsoas se k této flexi připojí těsně před koncem opěrné fáze a na začátku švihové fáze.

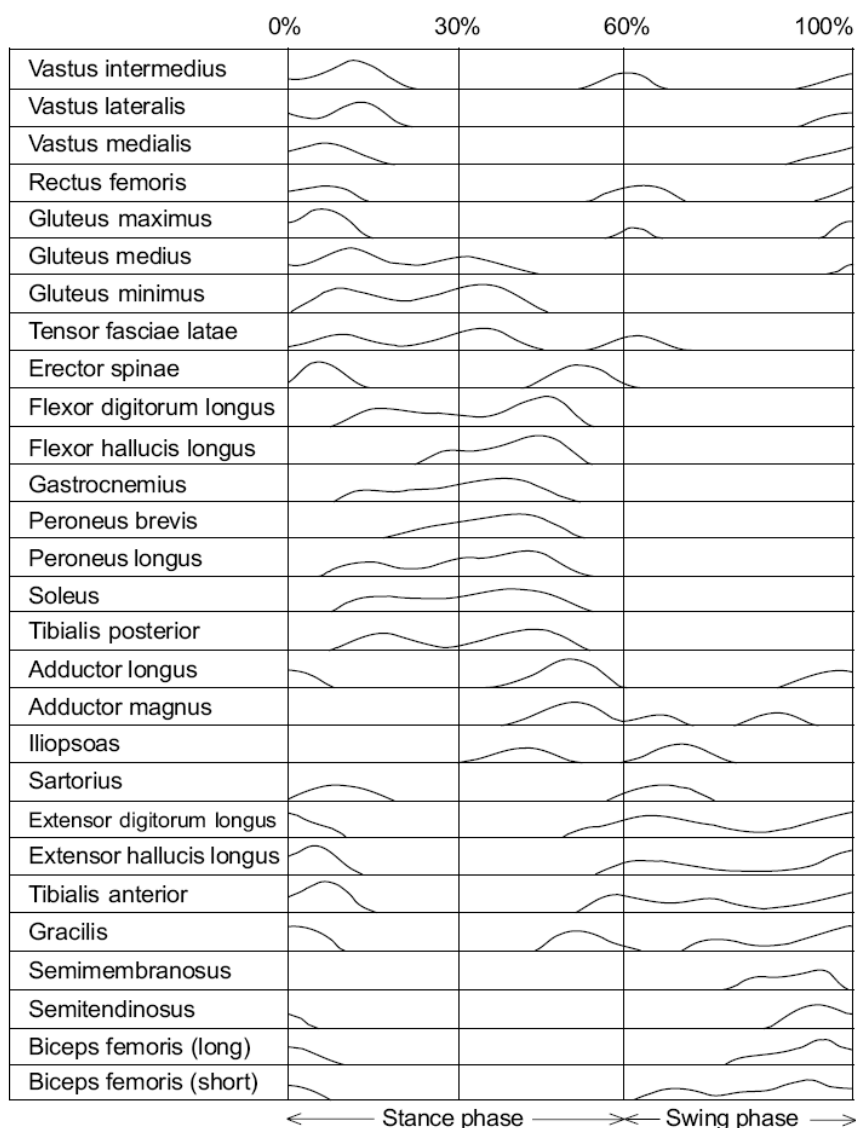
Podle Pohla (2006) se většina patologických stavů dolních končetin poprvé objeví při stojné fázi, kdy klouby a měkké tkáně nesou největší zatížení. Proto je při této fázi krokového cyklu nejvíce studována etiologie vzniku chronických zranění z přetížení dolních končetin. Anatomické anomálie dolních končetin mohou přispívat ke vzniku těchto

zranění. Někteří autoři uvádějí, že jedna z nejčtenějších deformit spojována se vznikem chronických zranění dolních končetin je hyperpronace v subtalárním kloubu. Žádná studie však neprokázala souvislost mezi hyperpronací v subtalárním kloubu a zraněním z přetížení. Existují však studie, které dokazují určité spojení mezi hyperpronací v subtalárním kloubu a chronickým přetěžováním dolních končetin s následným vznikem strukturálního poškození. Díky hyperpronaci v subtalárním kloubu může vznikat bolest v kolenním kloubu nebo plantární fasciitis.

4.1.3 Propulze a švihová fáze

Podle Vařeky (2009) při odrazu probíhá aktivní plantární flexe v hlezenním kloubu. V subtalárním kloubu je stále supinace a v transversotarzálním kloubu relativní pronace. Supinace v subtalárním kloubu je pravděpodobně primárně vyvolána kladkovým mechanismem plantární aponeurosy a supinačním tahem m. triceps surae. Zatížení plosky nohy se přesouvá na hlavičku I. (II.) metatarzu. Supinací patní kosti, kontrakcí m. peroneus longus a kladkovým mechanismem plantární aponeurosy dochází ke zvýraznění laterálního oblouku nožní klenby. V období pasivního odlepení plosky nohy je stále plantární flexe v hlezenním kloubu, supinace v subtalárním kloubu a relativní pronace v transversotarzálním kloubu. Excentrická kontrakce svalů lýtka se mění v koncentrickou kontrakci, svaly musí nahradit ztrátu koncentrické energie během dopadu plosky na podložku a neelastické deformace struktur pohybového systému. Na začátku švihové fáze je hlezenní kloub asi 15° plantárně flektován, v polovině švihové fáze dochází k dorzální flexi hlezenního kloubu asi 5°.

Kolenní kloub dosahuje největší extenze v průběhu krokového cyklu, poté zahajuje flexi. V období odrazu se vektor reakční síly dostává za kolenní kloub. Vzniká flekční moment v kolenním kloubu, který působí flexi asi 45° v okamžiku odrazu nohy. Kyčelní kloub dosahuje nulového postavení a pokračuje do extenze. V období pasivního odlepení plosky nohy pokračuje flexe v kolenním kloubu, kyčelní kloub dokončí maximální extenzi a je zahájena rychlá flexe.



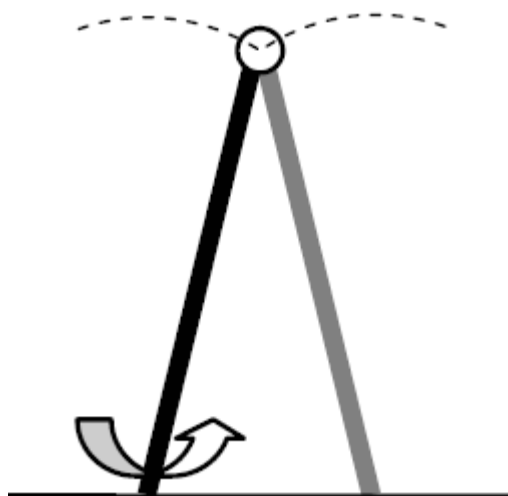
Obrázek 1. Zapojení svalů v průběhu krokového cyklu – EMG studie podle Vaughana, Davise a O’Connora (1999)

4.2 Biomechanika krokového cyklu

Podle Watkinse (2010) odpovídá pohybu těla při chůzi pohyb těžiště, které vykonává pohyb ve všech rovinách. V sagitální rovině odpovídá pohyb těžiště sinusoidě, kdy nejnižší poloha odpovídá fázi dvojí opory a nejvyšší poloha odpovídá fázi střední opory. Rozsah vertikálního pohybu těžiště při rychlosti chůze 1 m/s je přibližně 46 mm. V transversální rovině tvoří trajektorie těžiště také sinusoidu. Při stejné fázi končetiny se těžiště vychýlí na homolaterální stranu. Latero-laterální pohyb těžiště je při rychlosti chůze 1 m/s přibližně 44 mm (Příloha 3).

Trajektorie pohybu těžiště reaguje také na směr a velikost reakční síly podložky. Při stožení má reakční síla podložky stejnou velikost jako tíhová síla, má však opačný směr. Při chůzi se reakční síla podložky skládá z vertikální složky, která působí proti tíhové síle těžiště. Anteroposteriorní složka reakční síly uděluje tělu zrychlení. Medio-laterální složka je při přímé chůzi velmi malá, reaguje pouze na malé latero-laterální pohyby těla. Podle Zeniho a Higginsona (2009) je velikost reakční síly závislá také na rychlosti chůze. Se zvyšující se rychlostí chůze se zvyšuje také reakční síla podložky.

Matjačić (2009) uvádí, že jeden z hlavních znaků chůze je co nejefektivnější zachování energie. Přirovnává chůzi k pohybu dvou jednoduchých obrácených kyvadel (Obrázek 2). Při pohybu kyvadla (končetiny) dolů dochází k přeměně potenciální energie na kinetickou. U tohoto modelu však chybí důležitý aspekt bipedální chůze a to dopad ramena kyvadla na podložku. Při dopadu končetiny na podložku dochází vlivem reakční síly podložky ke snížení celkové mechanické energie systému. Ztracená energie je přeměněna na zvuk dopadu a deformaci. Při každém kroku tedy systém přijde o část energie, bez které by systém nebyl schopen dosáhnout vertikální polohy. Ztracená energie je kryta svalovou prací. Mechanická energie je uchovávána také v ligamentech.



Obrázek 2. Dvě jednoduchá obrácená kyvadla jako mechanický model bipedální lokomoce podle Matjačić (2009)

4.3 Kinematika krokového cyklu

4.3.1 Kinematika hlezenního kloubu a nohy v průběhu krokového cyklu

Perry (1992) uvádí, že pohyb v hlezenním kloubu při krokovém cyklu není velkého rozsahu (20-40°), má význam pro tlumení nárazů při kontaktu paty s podložkou. Iniciální kontakt paty s podložkou probíhá v neutrálním postavení hlezenního kloubu, nebo v mírné plantární flexi (3-5°), ve fázi postupného zatěžování plantární flexe narůstá asi do 10° až do fáze střední opory. Trvá po dobu prvních 10% krokového cyklu. Při kontaktu paty s podložkou probíhá vektor reakční síly za osou hlezenního kloubu, proto vyvolává točivý moment plantární flexe, který trvá až do fáze střední opory. V této fázi probíhá vektor reakční síly osou hlezenního kloubu a posouvá se před osu hlezenního kloubu, proto vyvolává dorzální flexi s maximem přibližně ve 48% krokového cyklu. Na konci fáze dvojí opory dochází k rychlé plantární flexi hlezenního kloubu, která před odlepením palce od podložky dosahuje 30°. Po odlepení palce následuje dorziflexe až do neutrálního postavení po celou dobu letové fáze, často však špička přepadne do 3-5° plantární flexe na konci letové fáze. (Příloha 4).

V subtalárním kloubu začíná na počátku fáze postupného zatěžování everze s maximem přibližně ve 14% krokového cyklu. Everze dosahuje asi 4-6° rozsahu pohybu. Poté začne everze přecházet v inverzi, neutrálního postavení dosáhne přibližně ve 40% krokového cyklu. Největších hodnot rozsahu inverze dosáhne subtalární kloub na konci stejné fáze, přibližně v 52% krokového cyklu. Po odrazu se subtalární kloub vrací do neutrální polohy, v posledních 20% krokového cyklu ale zaujímá mírně everzní postavení.

Podle Vařeky (2009) vykonává mediotarzální kloub ve fázi postupného zatěžování relativní supinaci vzhledem k pronujícímu zánoží. V období střední opory dochází naopak k relativní pronaci předonoží, která vede k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu a vytvoření rigidní páky pro odraz. Tato pronace trvá až do kontaktu paty s podložkou, kdy začíná opět supinovat.

Perry (1992) uvádí, že při kontaktu paty s podložkou jsou metatarsofalangeální klouby dorziflexi 25° s dorzálně flektovanými prstci. V průběhu postupného zatěžování se dostávají do nulového postavení, po odlepení paty dochází k jejich dorzální flexi přibližně 21°, která se postupně zvětšuje až na 55° před fází odlepení palce. V první polovině švihové fáze jsou metatarsofalangeální a interfalangeální klouby uvolněny,

v druhé polovině švihové fáze se postupně dorzálně flektují a připravují na kontakt s podložkou.

4.3.2 Kinematika kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu

Podle Perry (1992) je celkový rozsah pohybu v sagitální rovině přibližně 70°. Při kontaktu paty s podložkou je kolenní kloub 5° flektován, tato hodnota se ale u mnoha subjektů liší v rozmezí 5° flexe až 2° hyperextenze. Na začátku fáze postupného zatěžování se kolenní kloub rychle flektuje (přibližně 300°/s) ve 12% krokového cyklu, v 15% je kolenní kloub flektován asi 18° a nese celou váhu těla. Poté následuje extenze. Na konci stejné fáze dosahuje kolenní kloub 3° flexe (ve 40% krokového cyklu). Flexe ve švihové fázi vzroste na 60°. Nyní se kolenní kloub flektuje rychlostí přibližně 350°/s. Asi v polovině švihové fáze se kolenní kloub extenduje a připravuje na kontakt paty s podložkou stejnou rychlostí jakou proběhla flexe. Kolenní kloub dosáhne maximální extenze asi v 97% krokového cyklu a dosahuje hodnoty flexe 3-5°. (příloha 5).

Při chůzi vykonává kolenní kloub také rotace okolo axiální osy v rozsahu 9-13°. Bérec je při kontaktu paty s podložkou vůči femuru lehce mediálně rotován. Po zatížení se mediální rotace bérce zvětšuje, femur rotaci bérce následuje, ale pomaleji než rotace probíhá. Na konci fáze postupného zatěžování je bérec maximálně mediálně rotován. Spolu s vnitřní rotací bérce dochází také k addukci v kolenním kloubu. Na konci stejné fáze rotuje bérec laterálně a uzamyká kolenní kloub. Po odrazu bérec opět mediálně rotuje a odemyká kolenní kloub, v druhé polovině švihové fáze bérec rotuje laterálně a podruhé zamyká kolenní kloub. Kolenní kloub vykonává pohyby také ve frontální rovině. U většiny osob je ve fázi postupného zatížení 3° abdukce v kolenním kloubu, která dosahuje maxima ještě při kontaktu paty s podložkou. Při švihové fázi se kolenní kloub vrací do fyziologické addukce 8°.

4.3.3 Kinematika kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu

Perry (1992) uvádí, že je rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině 10° extenze a 30° flexe. Při kontaktu paty s podložkou je kyčelní kloub flektován do 20°. V průběhu stejné fáze prochází přes střední postavení při období střední opory do extenze. Maximální extenze dosahuje kyčelní kloub v 50% krokového cyklu. Těsně před odrazem se začíná kyčelní kloub opět flektovat. Neutrální pozice dosáhne kyčelní kloub na konci stejné fáze (přibližně v 60% krokového cyklu). Pohyby pánve střídavě doprovázejí pohyby obou dolních končetin v letové fázi. Dorzální klopení pánve doprovází flexi v kyčelním kloubu

na počátku švihové fáze a ventrální klopení pánve doprovází extenzi kyčelního kloubu na konci stojné fáze.

Při chůzi dochází také k pohybům ve frontální rovině. Při kontaktu paty s podložkou je kyčelní kloub asi 10° addukován, v průběhu fáze postupného zatěžování se dostává do neutrálního postavení, kterého dosahuje při fázi střední opory a na konci stojné fáze. Na začátku švihové fáze dochází k mírné abdukci (5°) v kyčelním kloubu .

Podle Perry (1992) je při kontaktu paty s podložkou neutrální rotace v kyčelním kloubu, která po zatížení končetiny přechází do vnitřní rotace. Ve střední švihové fázi začíná kyčelní kloub rotovat zpět, maximální zevní rotace dosahuje na konci stojné fáze. Celkový rozsah rotace stehna je 15° , z toho 8° připadá na rotaci kyčelního kloubu a $7,7^\circ$ připadá na rotaci pánve. Janura (1998) uvádí, že pánev rotuje při švihové fázi asi 40° na stranu stojné dolní končetiny, osa rotace se nachází ve středu kyčelního kloubu stojné končetiny.

5 Kinematická analýza chůze

Kinematika studuje a popisuje pohyb těles bez ohledu na působící sílu. (Janura 2007). Podle Janury a Zahálky (2004) se kinematická analýza se zabývá studiem pohybů lidského těla, kde je každý segment považován za rigidní objekt. Je založena na analýze záznamu pohybové činnosti člověka. Podstatou kinematografické analýzy chůze je analýza pohybu určitých bodů nebo segmentů lidského těla na základě vyhodnocení videozáznamu. Označením bodů na záznamu pohybové činnosti získáme jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin.

Pohl (2009) uvádí, že při kinematické analýze studujeme pohyb jednotlivých segmentů a jejich vzájemnou pohybovou závislost. Mechanickou závislost segmentů určuje jejich vzájemné propojení. Pokud je toto spojení rigidní, bezprostředně ovlivňuje pohyb sousedního segmentu. Určitá elasticita spojení způsobuje zpoždění přenosu pohybu na sousední segment.

Podle Vařeky (2009) jsou v současnosti jsou využívány především tři metody analýzy funkce nohy. Dynamická plantografie (pedobarografie), se zabývá měřením rozložení tlaků pod ploškou nohy, dále se využívá měření reakční síly podložky a změn působíště této síly v čase pomocí silových plošin. Systém kinematické (2D nebo 3D) analýzy slouží ke zkoumání kinematiky lidského těla při pohybu. Tyto systémy mohou být využívány samostatně i současně.

5.1 Kinematická 3D analýza pohybu

Podle Janury a Zahálky (2004) je nezbytné pro kvantifikaci 3D pohybu v kloubu stanovit výchozí polohu měřených segmentů. Dále je nutné definovat souřadný systém pro určení polohy segmentu v prostoru. Nejčastěji je používán kartézský systém souřadnic.

Neexistují jednoznačná pravidla pro umístění kamer pro kinematickou 3D analýzu, jejich umístění se tedy řídí typem řešené úlohy a možnostmi pracoviště. Podmínkou však je viditelnost každého vyhodnocovaného bodu na záznamech minimálně ze dvou kamer. Neoptimálnější postavení kamer je takové, kdy úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů je přibližně 90° , například rozmístění kamer ve tvaru „deštníku“.

Pohl (2009) uvádí, že poloha segmentů je určována pomocí zevních markerů, které jsou umístěny na povrchu těla na anatomicky definovaných místech. Zevní markery však nekopírují pohyb kostěných segmentů zcela přesně, měření je proto zatíženo chybou.

Chyby (rozdíly) v pohybu zevního markeru vzhledem ke skutečnému pohybu kosti se dělí na absolutní chyby, které představují pohyb zevního markeru umístěného na kůži vzhledem ke kosti pod zevním markerem. Relativní chyba představuje relativní pohyb dvou markerů vůči sobě navzájem. Pohyb markeru umístěného na kůži vzhledem ke skutečnému pohybu kosti činí podle Pohla (2009) 1,8–4,3 mm. Pro minimalizaci artefaktů způsobených pohybem kůže se zevní markery umísťují na místa s nejmenší posunlivostí kůže vzhledem ke kosti. Zevní markery umístěné na kůži na přesně definovaných anatomických místech jako jsou velký trochanter, laterální epikondyl femuru, hlavička fibuly a zevní kotník vykazují velký posun vzhledem ke kosti, ale jsou proporcionálně přibližně skutečné změně úhlu v přilehlých segmentech.

Vařeka (2009) uvádí, že k využití 3D kinematické analýzy byla vytvořena řada modelů pro umístění zevních markerů. Heidelberský model (Heidelberg Foot Measurement Method, HFMM, 2006) využívá 17 zevních markerů umístěných distálně od kolenního kloubu. Pomocí těchto markerů je stanoveno 5 os kloubů, 5 bodů (středů kloubů nebo kostí) a 3 linie. Pomocí těchto os, bodů a linií je stanoveno 12 úhlů. Rotační úhly tvoří vektory spojené s danými segmenty, které jsou promítnuty do roviny kolmé na osu rotace mezi těmito segmenty. Oxfordský model (Oxford Foot Model, 2006) využívá 4 segmenty (bérec, zánoží, předonoží a palec) a 17 zevních markerů umístěných distálně od kolenního kloubu. Tyto markery stanovují 1 až 3 osy pro každý segment a jednu hlavní rovinu pro tři proximální segmenty. Boloňský model (2007) se zabývá pouze nohou, využívá 13 markerů, pomocí kterých se stanovuje 8 úhlů.

6 Cíle a vědecké otázky

6.1 Cíle

Cílem této diplomové práce je zjištění rozdílu v pohybech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině při přirozené chůzi a chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží během krokového cyklu.

6.2 Vědecké otázky

Liší se pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi s aktivní pronací či supinací a při přirozené chůzi?

Liší se pohyb kolenního kloubu v transverzální rovině při chůzi s aktivní pronací či supinací a při přirozené chůzi?

Liší se pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině při chůzi s aktivní pronací či supinací a při přirozené chůzi?

7 Metodika

Organizace měření

- vypracování metodiky měření
- výběr probandů podle vyplněných dotazníků (Příloha 6)
- vlastní měření
- vyhodnocení naměřených dat

Měření a vyhodnocení dat probíhalo na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v laboratoři chůze Katedry přírodních věd v kinantropologii (Příloha 10)

7.1 Zkoumaný soubor

Zkoumaný soubor tvořilo 30 studentů, mužů, Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Věkový průměr činil 23,8 let (SD 2,48), průměrná váha probandů činila 79 kg (SD 8,2), průměrná výška probandů činila 182,7 cm (SD 5,9). Z výzkumu byly vyloučeny osoby s postižením centrálního nebo periferního nervového systému, osoby se strukturálním postižením páteře, pánve a dolních končetin, osoby po traumatech dolních končetin, páteře a pánve, osoby s duševním onemocněním a osoby se smyslovým postižením (kromě osob s korekcí zrakových vad).

7.2 Použité metody

Pro kinematickou analýzu byl použit systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Londýn). Systém využívá pasivních značek umístěných na těle měřeného subjektu, které odrážejí infračervené záření. Systém se skládá ze sedmi kamer Vicon MX13+, z jednotky pro příjem analogových dat z kamer, ze sběrnice dat – MX systém, počítače a jednotky pro příjem analogových dat z footscanu. Data z měření jsou získávána pomocí softwaru Vicon Nexus. Zpracování dat probíhá v softwaru Vicon Polygon. Kamery byly rozmístěny kolem dráhy o délce 5m.

7.3 Průběh měření

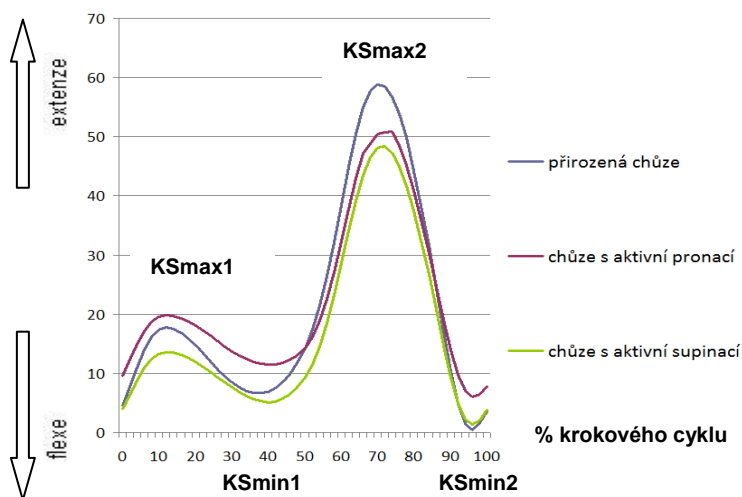
7.3.1 Měřené veličiny

Kinematická analýza byla zaměřena na měření pohybů v kolenním kloubu při aktivní pronaci, supinaci a přirozené chůzi v sagitální, transverzální a frontální rovině. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině byl definován jako pohyb tibie vůči femuru ve smyslu

flexe-extenze. Pohyb kolenního kloubu v transverzální rovině byl definován jako axiální rotace tibie vůči femuru (v transverzální rovině). Neutrální postavení v transverzální rovině v kolenním kloubu (0° rotace) bylo definováno 30s stojem. Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině byl definován jako pohyb tibie vůči femuru ve smyslu addukce-abdukce (valgozita-varozita) kolenního kloubu. Neutrální postavení kolenního kloubu ve frontální rovině bylo také definováno při stoji.

Pro pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině byly použity zkratky KSmax1, KSmin1, KSmax2 a KSmin2 (Graf 1). KSmax1 značí první maximum flexe v kolenním kloubu, které nastává přibližně v 10-15% krokového cyklu při postupném zatěžování plosky nohy. Zkratka KSmin1 značí první minimum flexe kolenního kloubu (tedy extenzi kolenního kloubu), které nastane přibližně ve 40% krokového cyklu, při období střední opory. Hodnota KSmax2 označuje druhou maximální hodnotu flexe, které dosahuje kolenní kloubu ve švihové fázi přibližně v 75% krokového cyklu. Hodnota KSmin2 označuje druhé minimum flexe kolenního kloubu (tedy druhou extenzi kolenního kloubu) přibližně v 95-100% krokového cyklu těsně před iniciálním kontaktem paty a podložky. (Tabulka 1, Graf 1)

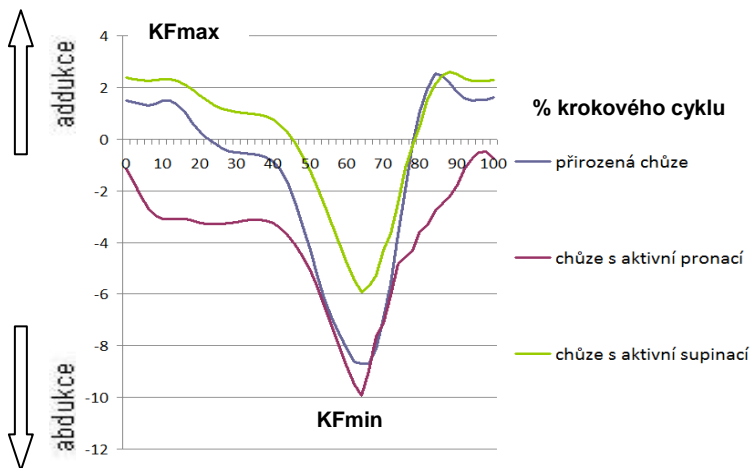
Graf 1. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu flexe kolenního kloubu v sagitální rovině při různých typech chůze



Pro pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině byly použity zkratky KFmax a KFmin (Graf 2). Zkratka KFmax označuje maximální abdukci bérce vůči femuru (valgozita kolenního kloubu), které dosáhne kolenní kloub přibližně v prvních 10% krokového cyklu, ve fázi postupného pokládání a zatěžování plosky nohy. Zkratka KFmin označuje

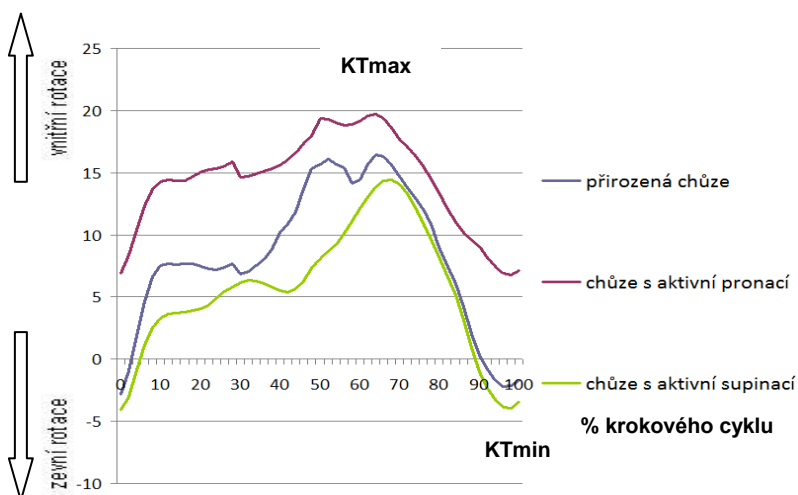
maximální addukci bérce vůči femuru (varozita kolenního kloubu), které dosáhne kolenní kloub přibližně v 65% krokového cyklu, ve švihové fázi. (Tabulka 1, Graf 2)

Graf 2. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině při různých typech chůze



Pro pohyb kolenního kloubu v transverzální rovině byly použity zkratky KTmax a KTmin (Graf 3). KTmax označuje maximální vnitřní rotaci bérce vůči femuru, která nastává přibližně v 65% krokového cyklu, v letové fázi. Absolutní hodnota KTmin označuje zevní rotaci bérce vůči femuru, jejíž maximum nastává přibližně ve 100% krokového cyklu těsně před a při iniciálním kontaktu paty s podložkou. (Tabulka 1, Graf 3)

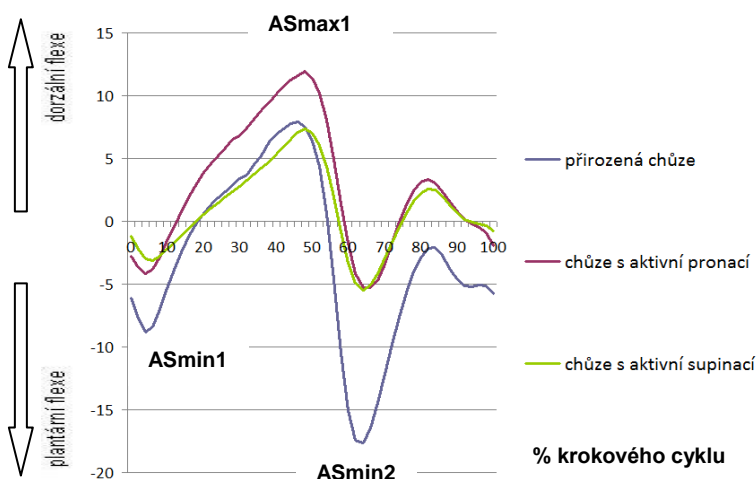
Graf 3. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině při různých typech chůze



Pro pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině byly použity zkratky ASmin1, ASmax1 a ASmin2 (Graf 4). Absolutní hodnota ASmin1 označuje velikost plantární flexe v hlezenním kloubu při postupném položení plosky na podložku, které nastává přibližně v 5% krokového cyklu. Hodnota ASmax1 uvádí maximální hodnotu dorzální flexe

v hlezenním kloubu, která nastává na konci letové fáze při přípravě na kontakt paty s podložkou ve 45% krokového cyklu. Absolutní hodnota ASmin2 udává velikos plantární flexe při odrazu (toe off) v 65% krokového cyklu. (Tabulka 1, Graf 4)

Graf 4. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině při různých typech chůze



Tabulka 1. Definice použitých zkratk

zkratka	definice zkratky
KSmax1	maximum flexe kolenního kloubu při zatížení stojné končetiny
KSmin1	minimum flexe kolenního kloubu v období střední opory
KSmax2	maximum flexe kolenního kloubu ve švihové fázi
KSmin2	druhé minimum flexe kolenního kloubu před iniciálním kontaktem
KFmax	maximální abdukce bérce při zatížení stojné končetiny
KFmin	maximální addukce bérce v letové fázi
KTmax	maximální addukce bérce v letové fázi
KTmin	maximální zevní rotace bérce při iniciálním kontaktu paty a podložky
ASmin1	maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při pokládání plosky na podložku
ASmax1	maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu na konci letové fáze
ASmin2	maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při odrazu

7.3.2 Postup měření

Před zahájením měření proband podepsal informovaný souhlas a byl instruován o průběhu měření (Příloha 7). Probandovi byly změřeny antropometrické hodnoty: umbilicomalleolární délka dolní končetiny, šířka kolenního a hlezenního kloubu, hmotnost. Výsledné hodnoty získané z antropometrického měření byly využity pro zpracování dat kinematické analýzy. Poté byly probandovi připevněny na tělo zevní markery, na vybraná anatomicky definovaná místa (Tabulka 2).

Tabulka 2. Umístění značek

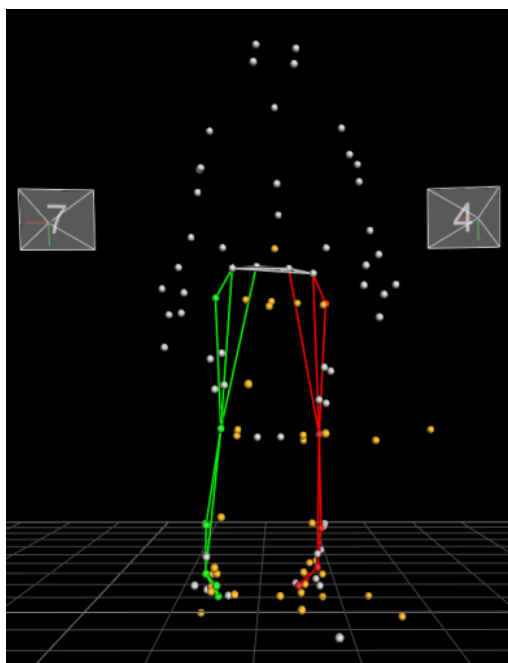
název značky	poloha značky
LASI, RASI	spina iliaca anterior superior
LPSI, RPSI	spina iliaca posterior superior
LTHI, RTHI	trochanter maior
LKNE, RKNE	laterální strana štěrbiny kolenního kloubu
LTIB, RTIB	laterální strana bérce
LANK, RANK	malleolus lateralis
LTOE, RTOE	hlavička I. metatarsu
LHEE, RHEE	dorzální strana patní kosti

Po připevnění značek bylo zahájeno měření. Nejprve byl snímán stoj probanda po dobu 30 s. Poté bylo zaznamenáno 6 pokusů přirozené chůze mimo footscan. Nakonec byl proband instruován o chůzi po zevních hranách chodidel (aktivní supinace) – 2 pokusy. Po vnitřních hranách chodidel (aktivní pronace) také 2 pokusy po footscanu (Příloha 8; 9).

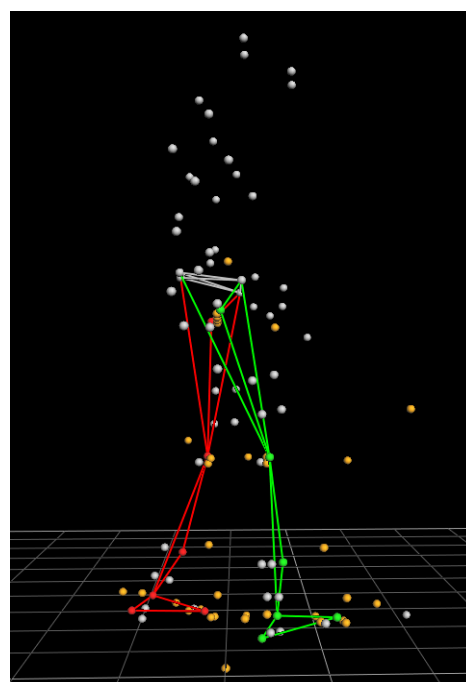
7.4 Zpracování naměřených hodnot

Zpracování získaných dat bylo provedeno v programu Vicon Nexus. Byla provedena vizualizace stoje, chůze a chůze s aktivní pronací/supinací (Obrázek 3; 4). Jednotlivý pokus chůze s aktivní pronací a supinací pro každého probanda byl vybrán na základě vyhodnocených dat z footscanu. Pro vypočtení rozsahů pohybů kolenního a hlezenního kloubu stanovuje program Vicon Nexus střed kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu pomocí zadaných antropometrických hodnot. Střed kloubů pak použije pro stanovení

podélné osy femuru a bérce. Pro vypočtení rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině měří program Vicon Nexus úhel mezi podélnou osou femuru a bérce. Pro určení velikosti rotace bérce vůči femuru využívá program Vicon Nexus posun značky LTIB/RTIB (Tabulka 2) vzhledem k podélné ose tibie v transversální rovině. Pro vypočtení rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině měří program Vicon Nexus výchylku podélné osy nohy vůči kolmici k ose bérce. K vytvoření grafů ze získaných hodnot byl použit program Vicon Polygon. Číselné hodnoty byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel® verze 2007. Ke statistickému testování byl použit program Statistica 9.0. Hodnoty byly testovány pomocí znaménkového testu, statisticky významné odchylky byly stanoveny na hladině $p < 0,05$.



Obrázek 3. Vizualizace chůze v programu Vicon Nexus (pohled zepředu)



Obrázek 4. Vizualizace chůze v programu Vicon Nexus (pohled z boku)

8 Výsledky měření



Byly naměřeny hodnoty rozsahu pohybů hlezenního kloubu v sagitální rovině (ASmin1, ASmax1, ASmin2) a hodnoty rozsahu pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině (KSmax1, KSmin1, KSmax2, KSmin2), frontální rovině (KFmax, KFmin) a v transverzální rovině (KTmax, KTmin). Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky jsou uvedeny v Tabulce 3.

Tabulka 3. Charakteristiky různých typů chůze

parametr	přirozená chůze		chůze s aktivní pronací		chůze s aktivní supinací	
	M	SD	M	SD	M	SD
ASmin1	-8,1886	6,09304	-4,8609	7,5769	-2,8458	8,1769
ASmax1	7,4639	7,20071	10,8704	8,04557	7,3565	7,6926
ASmin2	-19,3163	5,75369	-8,3653	10,42914	-6,5432	9,4254
KSmax1	17,7843	6,4597	20,2633	6,44282	14,1993	9,3707
KSmin1	7,0919	7,76748	11,4448	8,10741	5,5005	8,2292
KSmax2	58,5041	12,36489	51,9138	12,98605	48,4465	15,26389
KSmin2	-0,7314	4,53708	4,92	6,90521	0,8948	5,35322
KFmax	4,8296	7,32169	1,1824	6,39437	5,3787	5,56175
KFmin	-8,9224	6,77193	-9,5157	6,42308	-5,8377	5,96427
KTmax	20,8138	11,02281	22,3941	11,04649	16,3958	11,90616
KTmin	-8,1079	9,36926	0,0867	12,51005	-9,9979	11,16178

Legenda: úhlové hodnoty jsou uvedeny ve stupních, ASmin1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při pokládání plosky na podložku, ASmax1 – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu na konci letové fáze, ASmin2 - maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při odrazu, KSmax1 – maximum flexe kolenního kloubu při zatížení stojné končetiny, KSmin1 – minimum flexe kolenního kloubu v období střední opory, KSmax2 – maximum flexe kolenního kloubu ve švihové fázi, KSmin2 – druhé minimum flexe kolenního kloubu před iničiálním kontaktem, KFmax – maximální abdukce bérce při zatížení stojné končetiny, KFmin – maximální addukce bérce v letové fázi, KTmax – maximální vnitřní rotace bérce v letové fázi, KTmin – maximální zevní rotace bérce při iničiálním kontaktu paty a podložky

Tabulka 4. Porovnání různých typů chůze (znaménkový test, statisticky významné odchylky $p < 0,05$)

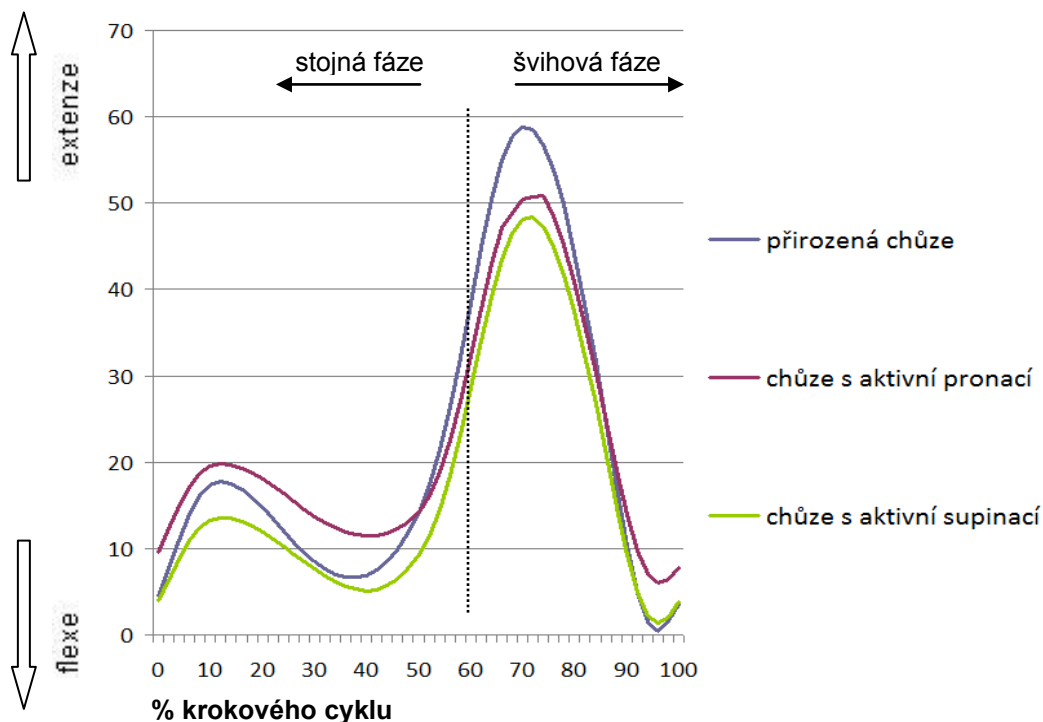
	Ch x P	Ch x S	P x S	
ASmin1	0,009	0,000	0,000	Legenda pro tabulku 4:  statisticky významná odchylka  statisticky nevýznamná odchylka Ch x P – porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní pronací Ch x S - porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací P x S – porovnání chůze s aktivní pronací a chůze s aktivní supinací zkratky viz Tabulka 3
ASmax1	0,000	0,897	0,000	
ASmin2	0,000	0,000	0,000	
KSmax1	0,028	0,000	0,000	
KSmin1	0,001	0,009	0,000	
KSmax2	0,000	0,000	0,014	
KSmin2	0,000	0,037	0,519	
KFmax	0,000	0,358	0,000	
KFmin	0,229	0,000	0,000	
KTmax	0,358	0,006	0,000	
KTmin	0,000	0,142	0,000	

8.1 Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině

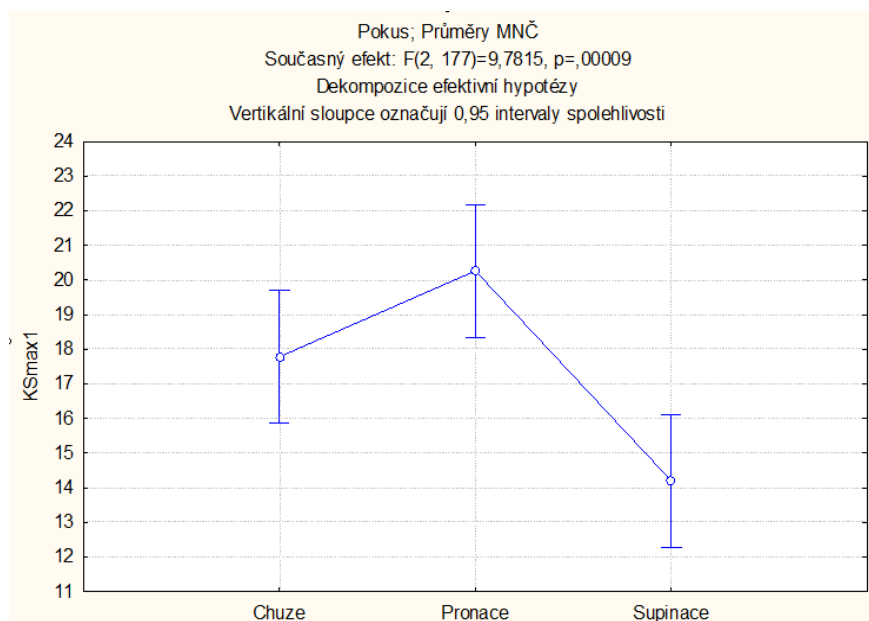
Stojná fáze krokového cyklu

Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p=0,03$) (Graf 5, 6). Při chůzi s aktivní supinací dochází k menší flexi v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 5, 6). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 5, 6).

Graf 5. Pohyby kolenního kloubu v sagitální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci)



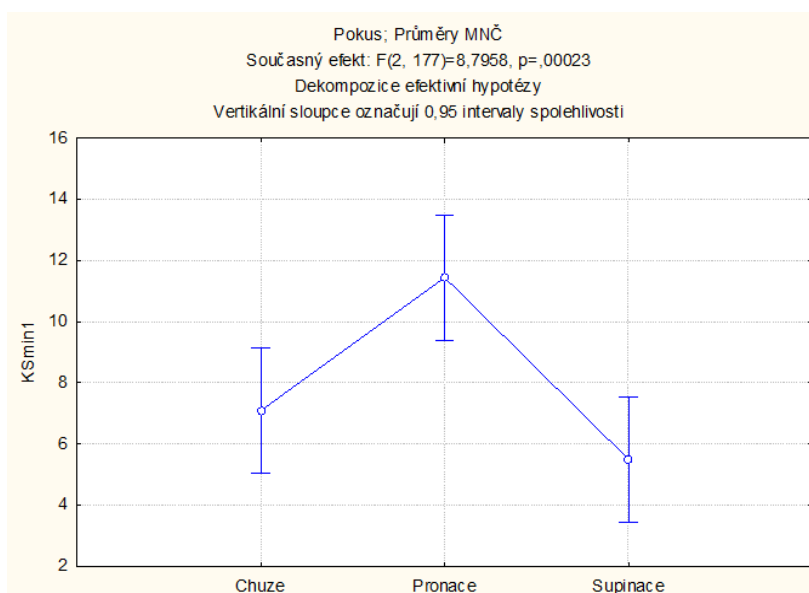
Graf 6. Průměrné hodnoty maximální flexe kolenního kloubu při postupném zatěžování končetiny ve stojné fázi u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmax1)



Legenda: svislá osa: °flexe kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

V období střední opory dosahuje flexe v kolenním kloubu prvního minima (KSmin1). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu v období střední opory než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p=0,001$) (Graf 5, 7). Při chůzi s aktivní supinací dochází k menší flexi v kolenním kloubu v období střední opory než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p=0,009$) (Graf 5, 7). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu v období střední opory než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 5, 7).

Graf 7. Průměrné hodnoty minimální flexe kolenního kloubu na konci stojné fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmin1)

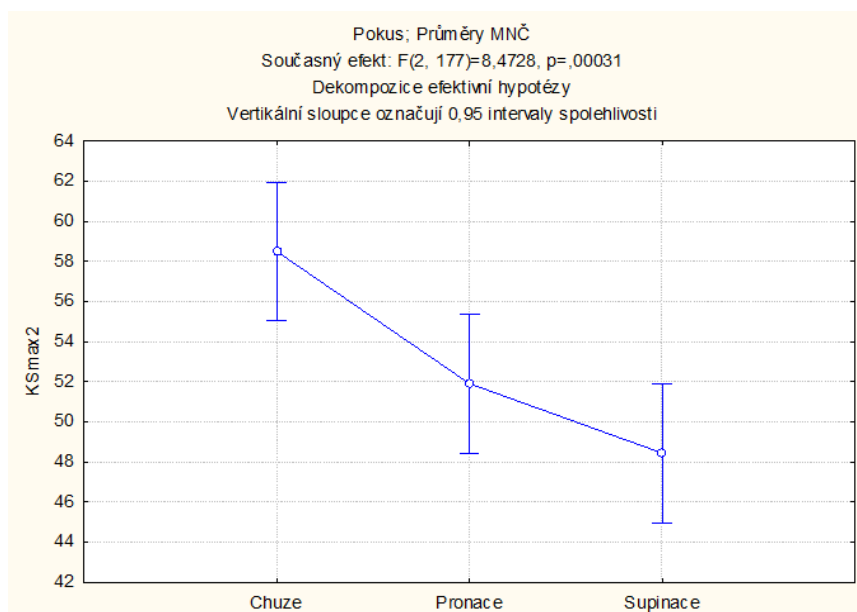


Legenda: svislá osa: °flexe kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Švihová fáze krokového cyklu

Ve švihové fázi krokového cyklu je dosahováno druhého maxima flexe v kolenním kloubu (KSmax2) (graf 5). Při chůzi s aktivní pronací dochází k menší flexi v kolenním kloubu ve švihové fázi než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 5, 8). Při chůzi s aktivní supinací dochází k menší flexi v kolenním kloubu ve švihové fázi než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 5, 8). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu ve švihové fázi než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p=0,014$) (Graf 5, 8).

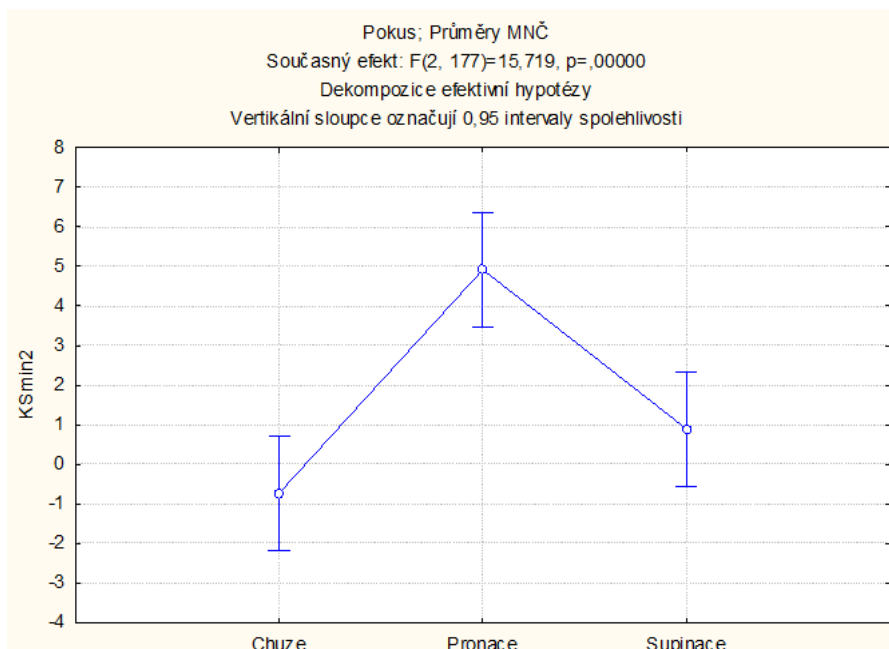
Graf 8. Průměrné hodnoty maximální flexe kolenního kloubu ve švihové fázi u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmax2)



Legenda: svislá osa: °flexe kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Na konci švihové fáze, při iniciálním kontaktu paty s podložkou dosahuje flexe v kolenním kloubu druhého minima (KSmin2) (graf 5). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší flexi v kolenním kloubu na konci švihové fáze než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 5, 9). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší flexi v kolenním kloubu na konci švihové fáze než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p=0,037$) (Graf 5, 9). Při porovnání chůze s aktivní pronací a supinací není statisticky významný rozdíl.

Graf 9. Průměrné hodnoty minimální flexe kolenního kloubu při iniciálním kontaktu paty a podložky u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmin2)

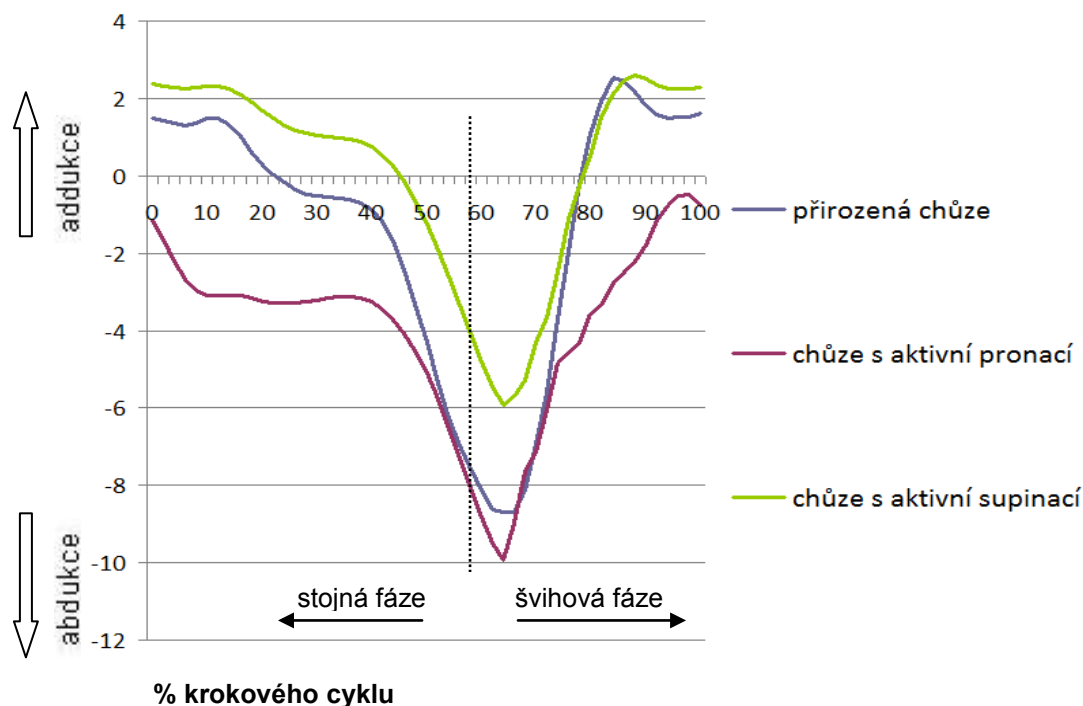


Legenda: svislá osa: °flexe kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

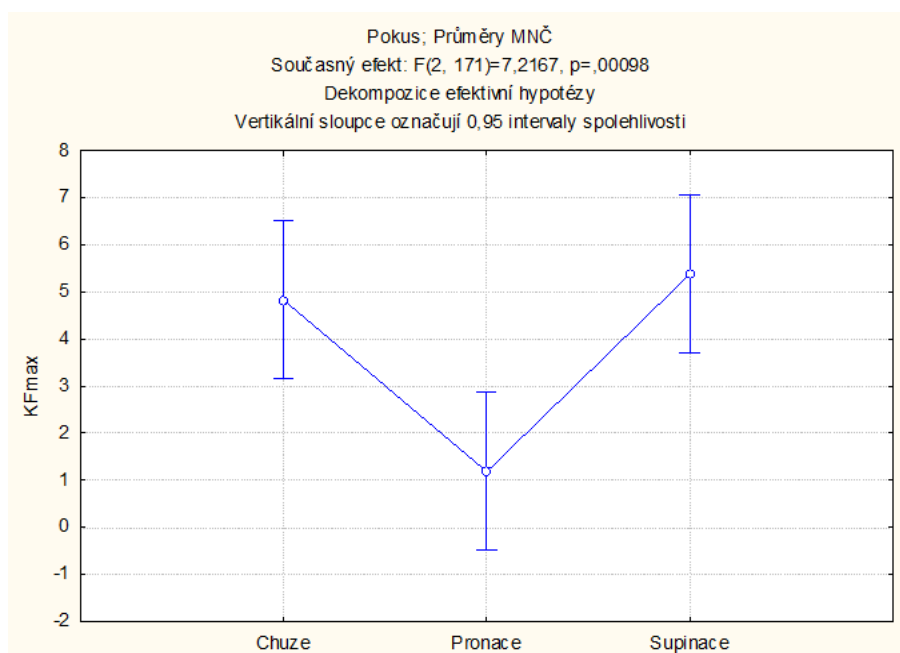
8.1.1 Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině

Maximální addukce bérce vůči femuru (KFmax) dosáhne kolenní kloub v průběhu postupného zatěžování plosky nohy (Graf 10). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší abdukci v kolenním kloubu na v průběhu postupného zatěžování plosky nohy než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 10, 11). Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací není statisticky významný rozdíl. Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší abdukci v kolenním kloubu v průběhu postupného zatěžování plosky nohy než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 10, 11).

Graf 10. Pohyby kolenního kloubu ve frontální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci)



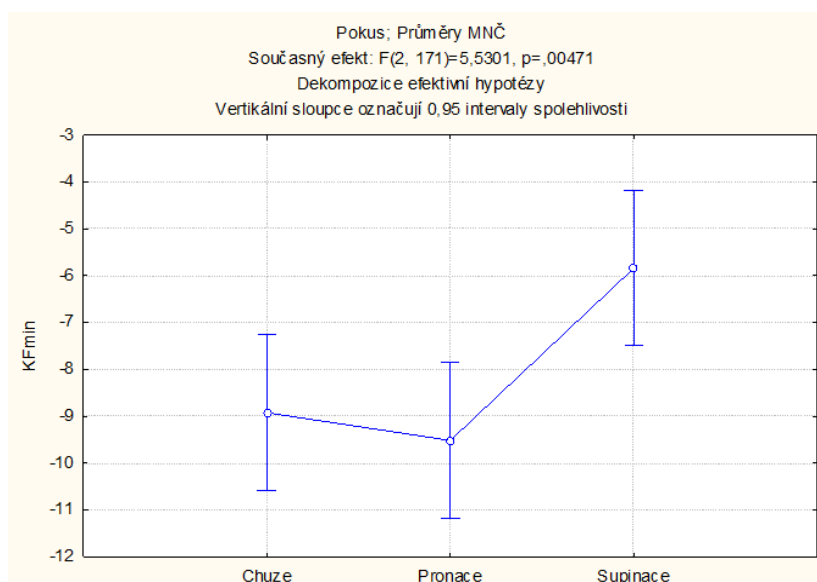
Graf 11. Průměrné hodnoty maximální addukce bérce vůči femuru v průběhu postupného zatěžování plosky nohy u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KFmax)



Legenda: svislá osa: °addukce kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Maximální abdukce bérce vůči femuru dosahuje kolenní kloub ve švihové fázi krokového cyklu (KFmin) (graf 10). Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní pronací není statisticky významný rozdíl. Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší addukci v kolenním kloubu ve švihové fázi než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 10, 12). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší addukci v kolenním kloubu ve švihové fázi než při chůzi s aktivní pronací, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 10, 12).

Graf 12. Průměrné hodnoty maximální abdukce bérce vůči femuru v průběhu letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KFmin)

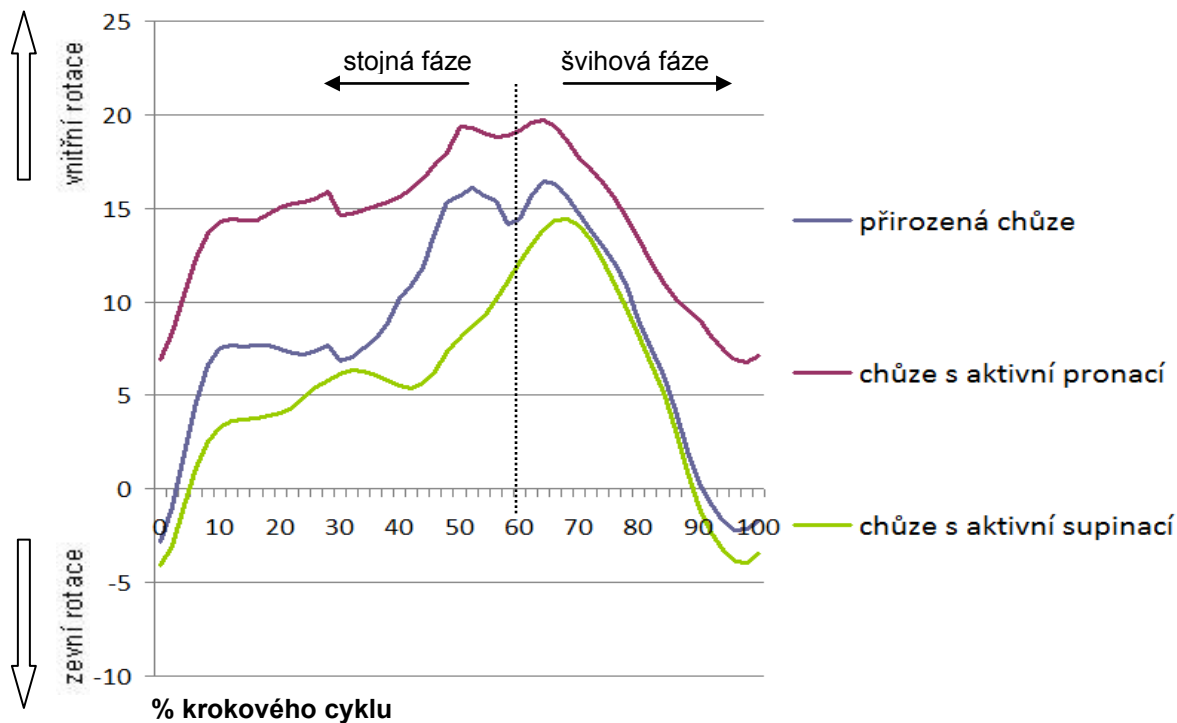


Legenda: svislá osa: °addukce kolenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

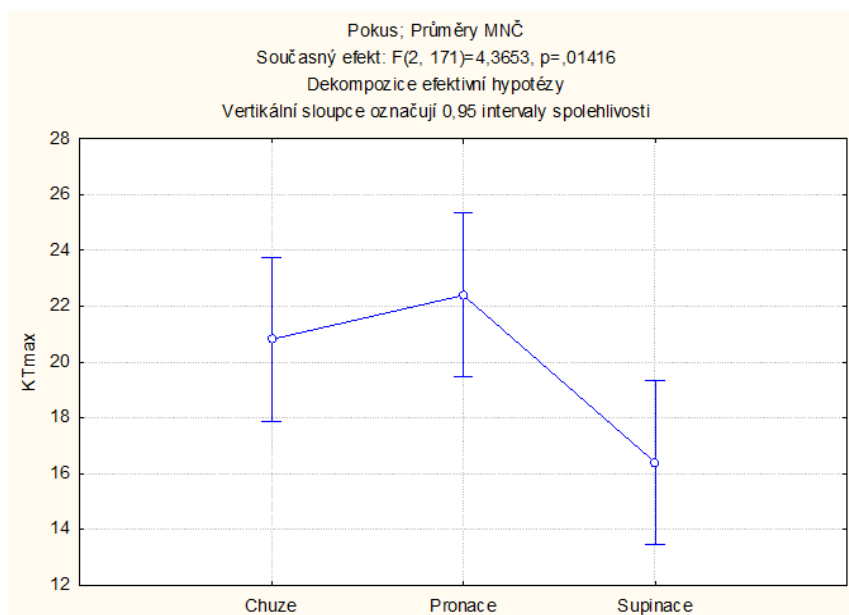
8.1.2 Výsledky rozsahu pohybu kolenního kloubu v transversální rovině

Maximální hodnoty vnitřní rotace bérce vůči femuru dosahuje kolenní kloub ve švihové fázi (KTmax), (graf 13). Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní pronací není statisticky významný rozdíl. Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší zevní rotaci v kolenním kloubu ve švihové fázi než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p = 0,006$) (Graf 13, 14). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší zevní rotaci v kolenním kloubu ve švihové fázi než při chůzi s aktivní pronací, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 13, 14).

Graf 13. Pohyby kolenního kloubu v transverzální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci)



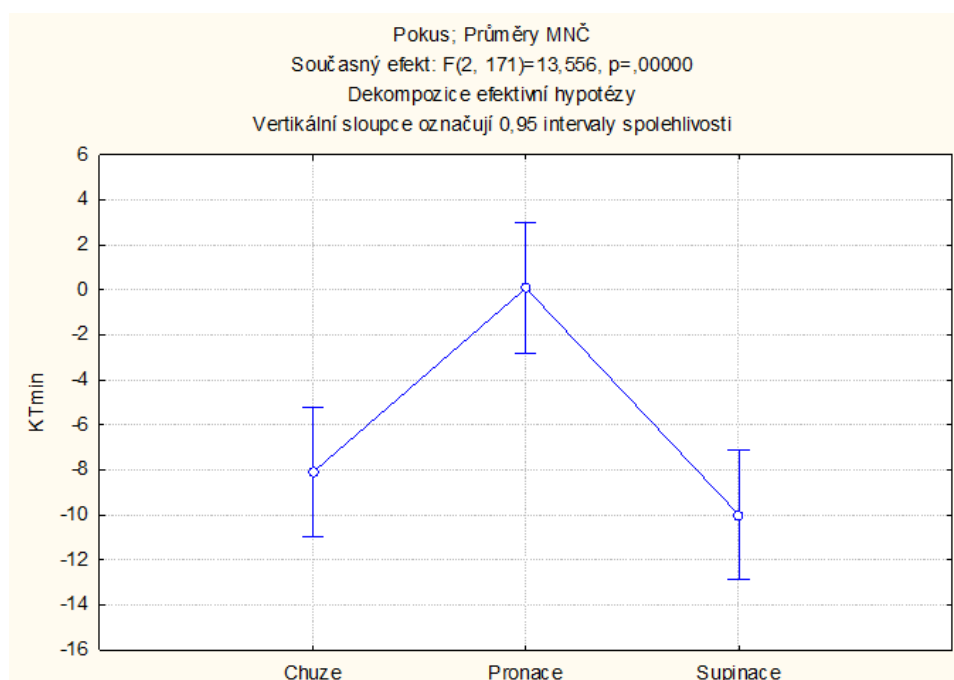
Graf 14. Průměrné hodnoty maximální vnitřní rotace bérce vůči femuru v průběhu letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KTmax)



Legenda: svislá osa: °vnitřní rotace v kolenním kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Maximální hodnoty zevní rotace bérce vůči femuru dosahuje kolenní kloub těsně před a při iniciálním kontaktu paty a podložky (KTmin), (graf 13). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší vnitřní rotaci v kolenním kloubu těsně před a při iniciálním kontaktu paty a podložky než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 13, 15). Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací není statisticky významný rozdíl. Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší vnitřní rotaci v kolenním kloubu těsně před a při iniciálním kontaktu paty a podložky než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 13, 15).

Graf 15. Průměrné hodnoty maximální zevní rotace bérce vůči femuru těsně před a při iniciálním kontaktu paty a podložky u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KTmin)



Legenda: svislá osa: °vnitřní rotace v kolenním kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

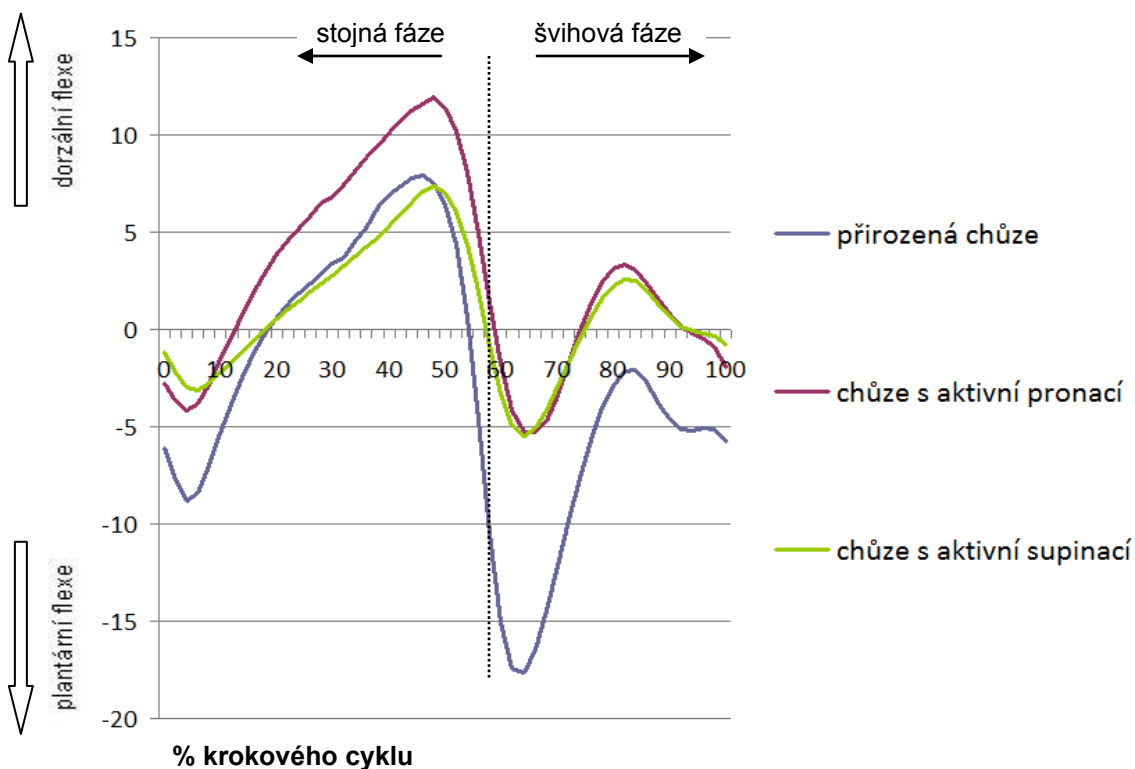
8.1.3 Výsledky rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině

Stojná fáze krokového cyklu

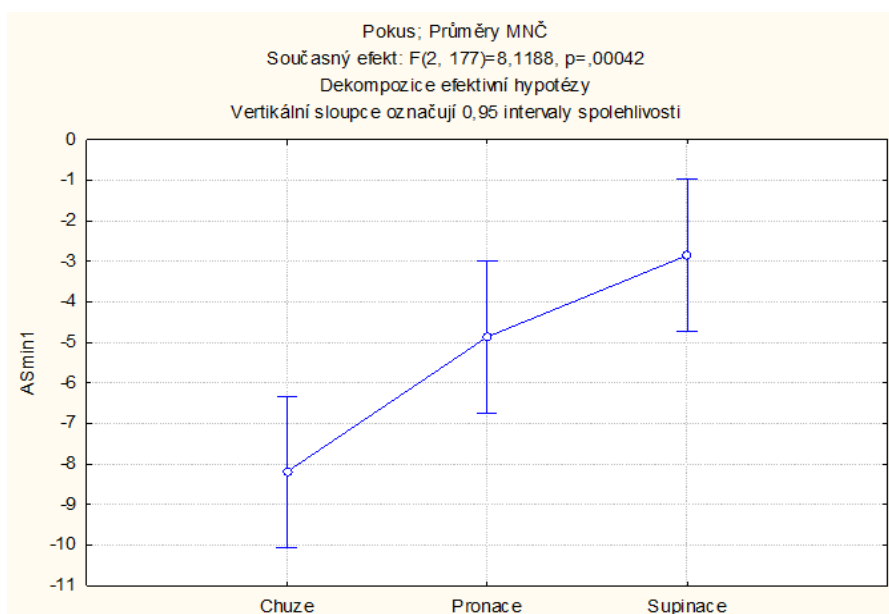
První maximální hodnoty plantární flexe dosáhne hlezenní kloub při postupném položení plosky nohy na podložku (ASmin1), (graf 16). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší

dorzální flexi v hlezenním kloubu při postupném položení plosky nohy na podložku, než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p=0,009$) (Graf 16, 17). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu při postupném položení plosky nohy na podložku, než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 17). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu při postupném položení plosky nohy na podložku, než při chůzi s aktivní pronací, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 17).

Graf 16. Pohyby hlezenního kloubu v sagitální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci)



Graf 17. Průměrné hodnoty první maximální plantární flexe v hlezenním kloubu při postupném položení plosky na podložku u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmin1)

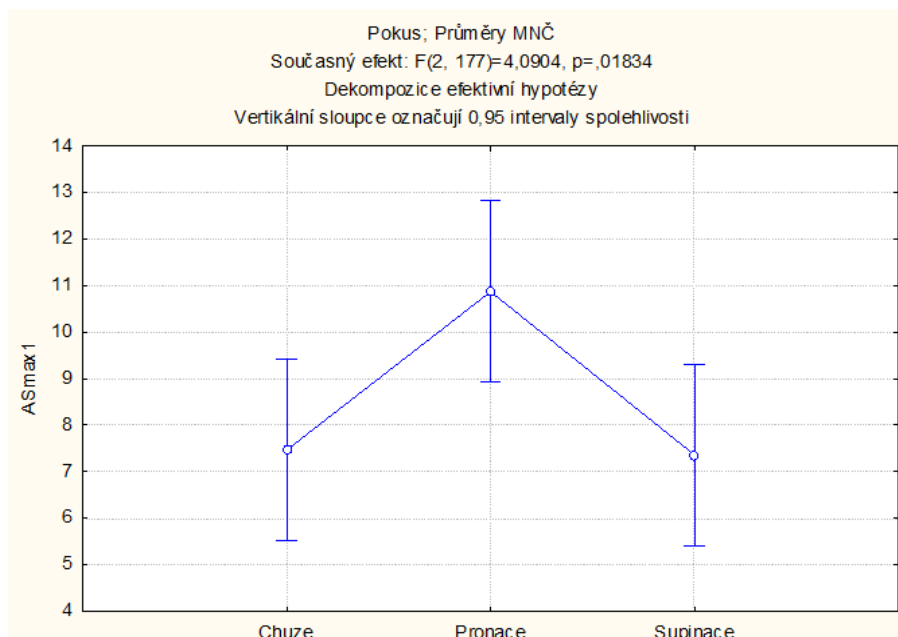


Legenda: svislá osa: °dorzální flexe hlezenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Švihová fáze krokového cyklu

Maximální hodnoty dorzální flexe dosahuje hlezenní kloub na konci švihové fáze krokového cyklu (ASmax1), (graf 16). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu ve švihové fázi, než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 18). Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací není statisticky významný rozdíl. Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu ve švihové fázi, než při chůzi s aktivní supinací, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 18).

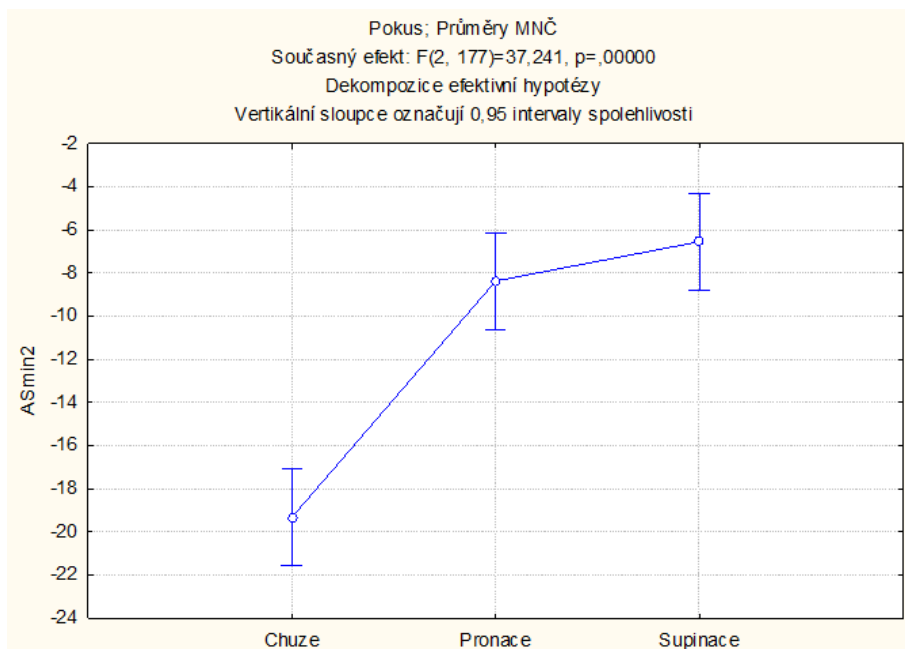
Graf 18. Průměrné hodnoty pmaximání dorzální flexe v hlezenním kloubu na konce letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmax1)



Legenda: svislá osa °dorzální flexe hlezenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

Druhé maximální hodnoty plantární flexe dosáhne hlezenní kloub při odrazu (ASmin2), (graf 16). Při chůzi s aktivní pronací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu při odrazu, než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 19). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu při odrazu, než při přirozené chůzi, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 19). Při chůzi s aktivní supinací dochází k větší dorzální flexi v hlezenním kloubu při odrazu, než při chůzi s aktivní pronací, rozdíl je statisticky významný ($p<0,001$) (Graf 16, 19).

Graf 19. Průměrné hodnoty druhé maximální plantární flexe v hlezenním kloubu při odrazu u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmin2)



Legenda: svislá osa: °dorzální flexe hlezenního kloubu, vodorovná osa: přirozená chůze, chůze s aktivní pronací a supinací, Chuze – přirozená chůze, Pronace – chůze s aktivní pronací, Supinace – chůze s aktivní supinací

9 Diskuze

Pohyby v kolenním kloubu v transverzální rovině jsou podle Kapandjiho (1987) a Vařeky (2009) spojeny s pohyby kolenního kloubu v sagitální rovině. Při flexi v kolenním kloubu dochází také k vnitřní rotaci bérce vůči femuru a extenze je spojená se zevní rotací bérce. Podle Perry (1992) je maximální zevní rotace bérce na konci stojné fáze, poté dochází k vnitřní rotaci bérce. Menší hodnoty zevní rotace bérce dosahuje kolenní kloub při kontaktu paty s podložkou. K vnitřní rotaci bérce dochází při postupném zatěžování plosky nohy a v první polovině švihové fáze. Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty vnitřní rotace $20,8^\circ$ (SD 11,0) a průměrné hodnoty zevní rotace $8,1^\circ$ (SD 9,4). Celkový rozsah rotace tibie při přirozené chůzi činí podle našeho měření průměrně $28,9^\circ$. Při chůzi s aktivní pronací dosahovala vnitřní rotace průměrné hodnoty $22,4^\circ$ (SD 11,0) a zevní rotace v kolenním kloubu dosahovala průměrné hodnoty $0,1^\circ$ (SD 12,5°). Celkový rozsah rotace tibie při chůzi s aktivní pronací činí průměrně $22,3^\circ$. Při chůzi s aktivní supinací dosahovala vnitřní rotace průměrné hodnoty $16,4^\circ$ (SD 11,9) a zevní rotace průměrné hodnoty $-10,0^\circ$ (SD 11,2). Celkový rozsah rotace tibie při chůzi s aktivní supinací činí průměrně $26,4^\circ$. Podle Perry (1992) dosahuje celkový rozsah rotace v kolenním kloubu při chůzi 9° . Rozdíl mezi hodnotami, které uvádí Perry (1992) a které jsme zjistili při měření může být způsoben odlišnou metodikou měření. Vyšších hodnot vnitřní rotace a nižších hodnot zevní rotace dosahoval kolenní kloub při chůzi s aktivní pronací v porovnání s přirozenou chůzí. Toto může být způsobeno větší pronací v subtalárním kloubu a addukcí talu. Podle Tillmana, Hasse, Chowa a Brunta (2005) dochází při pronaci zánoží k everzi a addukci talu, která způsobí vnitřní rotaci tibie. Naopak nižší hodnota vnitřní rotace a vyšší hodnota zevní rotace se objevuje u chůze s aktivní supinací, což může být způsobeno tím, že zánoží vázne v supinaci a neumožní dostatečnou vnitřní rotaci bérce. Nadměrná supinace zánoží akcentuje zevní rotaci bérce. Vázquez, Villarroya, Franco, Asín a Calvo (2009) uvádí, že ve studii vlivu pronovaného zánoží na rotace v kolenním a kyčelním kloubu při chůzi u dětí nenalezli statisticky významné odchylky mezi zkoumanou a kontrolní skupinou. Což může být způsobeno nezávažnou deformitou zkoumané skupiny nebo vysokou schopností kompenzace pronovaného zánoží u dětí. Podle studie Radlera, Kranzla, Mannera, Höglingera, Gangera a Grilla (2010) vykazuje velkou závislost rotace femuru a rotace bérce. Ačkoli je rotace v sagitální rovině v kolenním kloubu možná, zvláště při mechanismu uzamykání kolenního

kloubu na konci extenze, se kolenní kloub chová spíš jako kloub jednoosý, bez signifikantní axiální rotace tibie.

Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině se při přirozené chůzi, pronaci a supinaci liší. Tyto hodnoty rozsahu pohybů v kolenním kloubu mohou být ovlivněny pohyby v kolenním kloubu v transverzální rovině. První maximální hodnoty flexe dosahuje kolenní kloub podle Perry (1992) (Příloha 8) při postupném zatěžování stojné končetiny. Asi v 12-15% krokového cyklu. Kirtley (2006) uvádí, že při zatížení stojné končetiny se kolenní kloub flektuje asi 20°. Při měření dosahovali probandi průměrné hodnoty flexe kolenního kloubu při stojné fázi přirozené chůze 17,8° (SD 6,5). Při stojné fázi chůze s aktivní pronací dosahovali probandi průměrných hodnot flexe kolenního kloubu 20,3° (SD 6,4). Ve stojné fázi při chůzi s aktivní supinací dosahovali průměrných hodnot flexe kolenního kloubu 14,1° (SD 9,4). Rozdíl mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní pronací může být způsoben větší pronací v subtalárním kloubu a addukcí talu než při neutrálním postavení zánoží. Podle Vařeky (2009) je pronace zánoží a addukce talu spojená s vnitřní rotací bérce a vnitřní rotace bérce je spojena s flexí v kolenním kloubu. Statisticky významně nižší hodnota flexe ve stojné fázi u chůze s aktivní supinací může být spojena s nedostatečnou pronací subtalárního kloubu a nedostatečnou addukcí talu, která neumožní dostatečnou vnitřní rotaci tibie. Kozanek, Hosseini, Liu, Van de Velde, Gill, Rubash a Li (2009) uvádí ve své studii kinematiky kolenního kloubu při chůzi na běžícím pásu průměrnou hodnotu flexe kolenního kloubu ve stojné fázi 8°.

První extenze (minima flexe) dosáhne kolenní kloub podle Vařeky (2009) v období střední opory. V této fázi by však kolenní kloub neměl být plně extendován, ale měl by dosahovat minimálně 3° flexe (Vařeka 2009). Průměrná hodnota flexe kolenního kloubu druhé polovině stojné fáze u probandů při přirozené chůzi činila 7° (SD 7,8). Průměrná hodnota flexe kolenního kloubu v období střední opory při chůzi s aktivní pronací činila 11,4° (SD 8,1). Tato významná odchylka může být způsobena permanentním postavením tibie ve vnitřní rotaci, protože podle Vařeky (2009) je k extenzi v kolenním kloubu nutná zevní rotace tibie. Průměrná hodnota flexe kolenního kloubu druhé polovině stojné fáze při chůzi s aktivní supinací dosahovala hodnoty 5,5° (SD 8,2). Tato významně nižší hodnota flexe oproti přirozené chůzi může být způsobena setrváním tibie v zevní rotaci, která je způsobena pravděpodobně supinací v subtalárním kloubu a abdukci talu.

Druhého maxima flexe dosáhne kolenní kloub v průběhu letové fáze. Podle Perry (1992) dosáhne kolenní kloub v letové fázi krokového cyklu flexe asi 60°. Podle námi

naměřených veličin dosahuje maximální flexe v kolenním kloubu v průběhu letové fáze při přirozené chůzi průměrných hodnot $58,5^\circ$ (SD 12,4). Maximální flexe v kolenním kloubu v průběhu letové fáze u chůze s aktivní pronací dosahuje průměrné hodnoty $51,9^\circ$ (SD 12,9). Při chůzi s aktivní supinací dosahuje maximální flexe v kolenním kloubu v průběhu letové fáze nízkých hodnot, průměrně $48,4^\circ$ (SD 15,2). Tato nízká hodnota může být způsobena menší hodnotou vnitřní rotace, která může být způsobena supinací zánoží a abdukci talu. Podle Vařeky (2009) je flexe kolenního kloubu spojena s vnitřní rotací bérce, proto nedostatečná vnitřní rotace může omezovat flexi kolenního kloubu ve stojné i švihové fázi. Menší hodnota flexe kolenního kloubu v letové fázi může být také způsobena celkově topornější chůzí při chůzi s aktivní pronací a supinací.

Před dopadem paty na podložku se podruhé extenduje kolenní kloub (Kirtley 2006). Chůze s aktivní pronací a supinací dosahuje vyšších hodnot flexe ve srovnání s přirozenou chůzí. Při měření dosahovala průměrná hodnota flexe kolenního kloubu před dopadem paty na podložku u přirozené chůze $-0,7^\circ$ (SD 4,5). Při chůzi s aktivní pronací dosahuje průměrná hodnota flexe kolenního kloubu před dopadem paty na podložku hodnoty $4,9^\circ$ (SD 6,9) a u chůze s aktivní supinací dosahuje průměrné hodnoty $0,9^\circ$ (SD 5,4). Hodnota flexe kolenního kloubu před dopadem paty na podložku při chůzi s aktivní pronací je ve srovnání s přirozenou chůzí vyšší, což může být způsobeno nadměrnou pronací v subtalárním kloubu a addukcí talu.

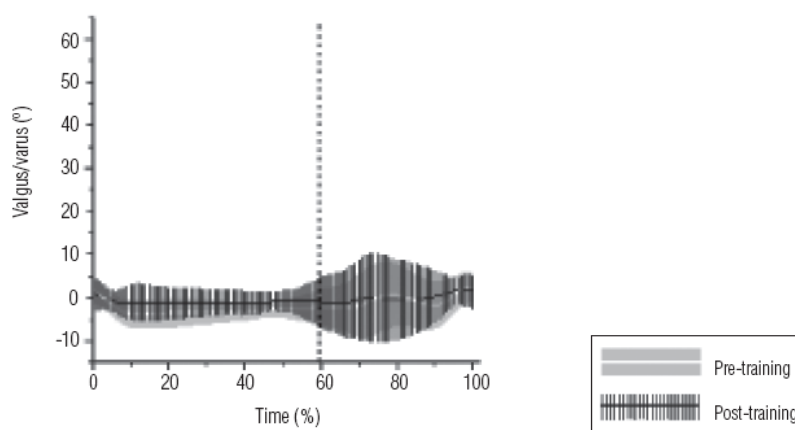
Kozanek, Hosseini, Liu, Van de Velde, Gill, Rubash a Li (2009) uvádějí, že pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině při zatížení je spojen s antero-posteriorním translačním pohybem femuru vůči tibii. Při flexi a vertikálním zatížením kolenního kloubu dochází k ventrálnímu posunu femuru vůči tibiálnímu plató.

Při chůzi dochází také k pohybům v kolenním kloubu ve frontální rovině. Kapandji (1987) uvádí, že mírná valgozita v kolenním kloubu je fyziologická. Podle Perry (1992) dochází při kontaktu paty s podložkou k maximální abdukci v kolenním kloubu. Maximální addukce dosahuje kolenní kloub v letové fázi krokového cyklu. Pohyby kolenního kloubu ve frontální rovině jsou spojeny s vertikálním zatížením kolenního kloubu. Perry (1992) uvádí, že ve fázi postupného zatěžování plosky je kolenní kloub ve 3° abdukci. Kozanek, Hosseini, Liu, Van de Velde, Gill, Rubash a Li (2009) uvádějí, že se abdukce kolenního kloubu během stojné fáze může zdát paradoxní, protože reakční síla podložky působí na kolenní kloub addukční moment síly. Tito autoři uvádí ve své studii kinematiky kolenního kloubu při chůzi na běžícím pásu průměrnou hodnotu abdukce kolenního kloubu

při dopadu paty na podložku $3,2^\circ$. Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty abdukce $4,8^\circ$ (SD 7,3) a addukce $8,9^\circ$ (SD 6,8). Při chůzi s aktivní pronací dosahovala abdukce průměrné hodnoty $1,2^\circ$ (SD 6,4) a addukce $9,5^\circ$ (SD 6,4). Při chůzi s aktivní supinací dosahovala abdukce v kolenním kloubu $5,4^\circ$ (SD 5,6) a addukce $5,8^\circ$ (SD 6,0). Rozsah pohybu kolenního kloubu do abdukce a addukce při přirozené chůzi činil v naší studii $13,7^\circ$. Poletto, Santos, Salvini, Coury a Hansson (2008) studovali vliv excentrického tréninku m. quadriceps femoris na kinematiku kolenního kloubu (Obrázek 5). Podle této studie je rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině při chůzi průměrně $12,5^\circ$. Zvětšení rozsahu pohybu kolenního kloubu může být podle Schmittové a Rudolphové (2007) jednou z příčin vzniku gonartrozy.

Podle studie Agebergové, Bennella, Hunta, Simicové, Roosové a Creabyho (2010) neovlivňuje postavení kolenního kloubu ve frontální rovině rozsah flexe kolenního kloubu. Zvýšená valgozita kolenního kloubu může podle Agebergové, Bennella, Hunta, Simicové, Roosové, Creabyho (2010) a Russella, Palmieriho, Zindera a Ingersolla (2006) zvyšovat riziko poranění LCA. Zvýšená valgozita kolenního kloubu (mírná decentrace) může poukazovat na zhoršenou posturální orientaci. Podle Russella, Palmieriho, Zindera a Ingersolla (2006) může být zvýšená valgozita kolenního kloubu způsobená insuficiencí stabilizátorů kyčelního kloubu, konkrétně m. gluteus medius.

Obrázek 5. Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině před a po excentrickém tréninku m. quadriceps femoris (studie Poletta, Santose, Salviniho, Couryho a Hanssona, 2008)



Pohyby v hlezenním kloubu v sagitální rovině jsou ovlivněny postavením zánoží. Při měření dosahovala průměrná hodnota plantární flexe při položení plosky na podložku při přirozené chůzi $8,2^\circ$ (SD 6,1). Průměrná hodnota flexe při položení plosky na podložku při chůzi s aktivní pronací dosahovala $-4,9^\circ$ (SD 7,6). Průměrná hodnota plantární flexe

při položení plosky na podložku při chůzi s aktivní supinací dosahovala $2,8^\circ$ (SD 8,2). Maxima dorzální flexe dosahuje hlezenní kloub na konci letové fáze. Při přirozené chůzi dosahuje tato hodnota $7,2^\circ$ (SD 7,2) u chůze s aktivní pronací dosahuje dorzální flexe na konci letové fáze průměrné hodnoty $10,9^\circ$ (SD 8,0). Při chůzi s aktivní supinací dosahuje dorzální flexe na konci letové fáze průměrné hodnoty $7,4^\circ$ (SD 7,7). Druhého maxima plantární flexe dosahuje hlezenní kloub při odrazu (těsně po odlepení palce od podložky). Průměrná hodnota plantární flexe při odrazu je při přirozené chůzi $19,3^\circ$ (SD 5,8). Při chůzi s aktivní pronací dosahuje hodnota plantární flexe při odrazu průměrné hodnoty $8,4^\circ$ (SD 5,8), při chůzi s aktivní supinací dosahuje hodnota plantární flexe při odrazu $6,5^\circ$ (SD 9,4).

Podle Tillmana, Hasse, Chowa a Brunta (2005) má pronace zánoží spolu s vnitřní rotací tibie a flexí kolenního kloubu vliv na velikost reakčních sil v průběhu chůze a běhu. Dysbalance při těchto pohybech může být zdrojem zranění z přetížení (například u běžců). Drewesová, McKeon, Paoliniová, Riley, Kerrigan, Ingersoll a Hertel (2009) však uvádí, že při běhu je lepší koordinace pohybů pronace v subtalárním kloubu a vnitřní rotace bérce. Asynchronní pohyby v subtalárním, hlezenním a kolením kloubu mohou vést k poranění měkkých tkání při odrazu a dopadu na dolní končetinu. Pronace zánoží totiž absorbuje část energie, rozsah pronace zánoží také závisí na typu obuvi. Podle Tillmana, Hasse, Chowa a Brunta (2005) má postavení zánoží při chůzi také vliv na kinematiku patellofemorálního kloubu. Prolongovaná pronace zánoží při stojné fázi způsobí přetrvání vnitřní rotace tibie až do doby, kdy by měla normálně přecházet do vnější rotace. Prolongovaná vnitřní rotace tibie může být spojena s mediálním postavením patelly a zvětšením Q úhlu. Nadměrná vnitřní rotace tibie bývá spojena s valgozním postavením tibiofemorálního kloubu. Ve studiích uvedených v práci Grosse a Foxwortha (2003) se uvádí, že u běžců, kterým byla diagnostikována chondromalacie patelly byla výraznější pronace zánoží. Studie Guillena, Padilly, Hernandezové a Barnera (2009) neprokázala že by se objevovaly rozdíly v pohybu zánoží a bérce u skupiny osob s bolestmi kolenního kloubu a bez bolestí kolene. Skupina bez bolestí kolenního kloubu však vykazovala rychlejší přechod zánoží do maximální pronace při dopadu paty na podložku.

Gross a Foxworth (2003) dále uvádí, že použití obuvi nebo ortotických pomůcek může zmenšit hyperpronaci v subtalárním kloubu a zároveň zmenšit Q úhel.

Nadměrná supinace zánoží především v posledních 10% letové fáze a v prvních 10% stojné fáze je podle Drewesové, McKeona, Paoliniové, Rileyho, Kerrigana, Ingersolla,

Hertela (2009) a De Vriese, Roye, Chesterové (2009) rizikovým momentem pro distorzi hlezenního kloubu inverzním mechanismem. Osoby s chronickou instabilitou hlezenního kloubu zatěžují podle Drewesové, McKeona, Paoliniové, Rileyho, Kerrigana, Ingersolla a Hertela (2009) více laterální stranu akra dolní končetiny a bérce je v zevně rotačním postavení. Ve studii De Vriese, Roye a Chesterové (2009) měla skupina s chronickou instabilitou hlezenního kloubu větší hodnoty inverze zánoží a zevní rotace bérce než kontrolní skupina. Před a při iniciálním kontaktu vykazovala tato skupina větší inverzi zánoží asi o 6° - 7° než kontrolní skupina.

10 Závěr

Byl splněn cíl této diplomové práce, která byla součástí projektu Kinematické a dynamické analýzy chůze u osob ve věku 20-30 let Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Byla provedena kinematická analýza chůze pro zjištění rozdílů v pohybech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transversální rovině při přirozené chůzi, chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží během krokového cyklu. Zjištěné rozdíly v pohybech kolenního kloubu při přirozené chůzi, chůzi s aktivní supinací a pronací jsou statisticky významné.

Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině se liší při přirozené chůzi a chůzi s aktivní pronací a supinací. Ve stejné fázi je při chůzi s aktivní pronací větší flexe v kolenním kloubu v porovnání s přirozenou chůzí, při chůzi s aktivní supinací je kolenní kloub více extendován v porovnání s přirozenou chůzí. Ve švihové fázi dosahuje flexe v kolenním kloubu vyšších hodnot než při chůzi s aktivní pronací a supinací.

Pohyb kolenního kloubu v transversální rovině se liší při přirozené chůzi a chůzi s aktivní pronací a supinací. Při chůzi s aktivní pronací setrvává tibia ve vnitřně rotačním postavení vůči femuru, téměř se nedostane do zevně rotačního postavení vůči femuru. Při chůzi s aktivní supinací dosahuje vnitřní rotace tibie vůči femuru nižších hodnot, ale dosahuje vyšších hodnot zevní rotace v porovnání s přirozenou chůzí.

Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině se liší při přirozené chůzi a chůzi s aktivní pronací a supinací. Při chůzi s aktivní pronací zánoží vykazuje tibia vůči femuru větší hodnotu abdukce v porovnání s přirozenou chůzí. Ani při letové fázi se nedostává tibia vůči femuru do addukce. Při chůzi s aktivní supinací dosahuje tibia vůči femuru vyšší hodnoty addukce a nižší hodnoty abdukce v porovnání s přirozenou chůzí.

Kinematická analýza chůze představuje neinvazivní vyšetření. Mohla by být v budoucnu použita jako součást komplexního vyšetření chůze. Komplexní vyšetření chůze by mohlo sloužit pro zjišťování abnormálních pohybů kloubů dolních končetin s následným zahájením včasné terapie pro prevenci následků těchto odchylek.

Pro další měření by bylo vhodné provést analýzu vlivu funkčního typu chodidla na rotaci v kolenním kloubu a na pohyby ve frontální rovině v kolenním kloubu při přirozené chůzi. Z důvodu zjištění schopnosti funkční kompenzace odchylek postavení zánoží u zdravých jedinců. Dále by bylo vhodné zaměřit tento výzkum pouze na stojnou fázi krokového cyklu.

11 Shrnutí

V diplomové práci byla provedena 3D kinematická analýza chůze pomocí systému Vicon MX. Byla analyzována přirozená chůze a chůze s aktivní pronací/supinací u 30 zdravých studentů, mužů, Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (o průměrném věku 23,8 let).

Byly zjištěny statisticky významné rozdíly v pohybech kolenního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině při přirozené chůzi, chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží. Bylo zjištěno, že postavení zánoží během krokového cyklu má vliv na postavení talu a rotaci tibie vůči femuru při chůzi, která dále ovlivňuje pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině. Při pronaci v subtalárním kloubu dochází k addukci talu a vnitřně rotačnímu postavení tibie vůči femuru. Při supinaci v subtalárním kloubu je talus abdukován a tibie se dostává do zevně rotačního postavení.

Teoretická část podává stručné informace o kineziologii kloubů dolní končetiny, kinematice krokového cyklu, 3D kinematické analýze chůze a o studiích zabývajících se kinematickou analýzou kloubů dolní končetiny.

12 Summary

The three-dimensional kinematic analysis using system Vicon MX was performed in this research. There was analysed natural gait and gait with active pronation/supination of the hind-foot at 30 health men, students of Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc (average age 23,8 years).

In this research, the statistically significant differences was found at movements in the knee joint in sagittal, coronal and transversal plane during the natural gait and gait with active pronation/supination. There was found the position of hind-foot affects position of talus and rotation of tibia against femur during the gait cycle, which also affects movements of the knee joint at the sagittal plane. When subtalar joint is pronated, the talus adducts and tibia is at the position of internal rotation due to femur. When subtalar joint is supinated, the talus abducts and tibia is at the position of external rotation due to femur.

The theoretical section gives brief informations about kinesiology of the joints of the lower limb, kinematics of the gait cycle, three-dimensional analysis of the gait and researches with aims of kinematics analysis of the joints of the lower limb.

13 Referenční seznam

- Ageberg E., Bennell K. L., Hunt M. A., Simic M, Roos E. M., & Creaby M. W. (2010). Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. *Musculoskeletal disorders*, 11:265.
- Bišćević M., Tomić D., Starc V., & Smrke D. (2005). Gender differences in knee kinematics and its possible consequences. *Croat Med J.* 46(2), 253-260.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I.* 2. vyd. Praha: Grada.
- De Vrires G., Roy K., & Chester V. (2009). Using Three-dimensional gait data for foot/ankle orthopaedic surgery. *The open orthopaedic journal*, 3, 98-95.
- Dylevský I. (2009). *Speciální kineziologie.* Praha: Grada.
- Drewes L. K., McKeon P. O., Paolini G., Riley P., Kerrigan D. C., Ingersoll Ch. D., & Hertel J. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Human Kinetics: Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 375-388.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy.* Oxford: Blackwell Scientific Publications Ltd.
- Gittoes M., Kerwin D. G., & Brewin M. A. (2009). Sensitivity of loading to the timing of joint kinematic, strategies in simulated forefoot impact landings. *Journal of Applied Biomechanics*, 25, 229-237.
- Gross J. M., Fetto J., & Rosen E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu.* Praha: Triton.
- Gross M. T., & Foxworth J. L. (2003). The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 33/11, 661-670.
- Guillen E., Padilla D., Hernandez A. &, Barner K. (2009). Gait recognition system: Bunde rectangle approach. *World Academy of Science, Engineering and Technology.* 58, 696-702.

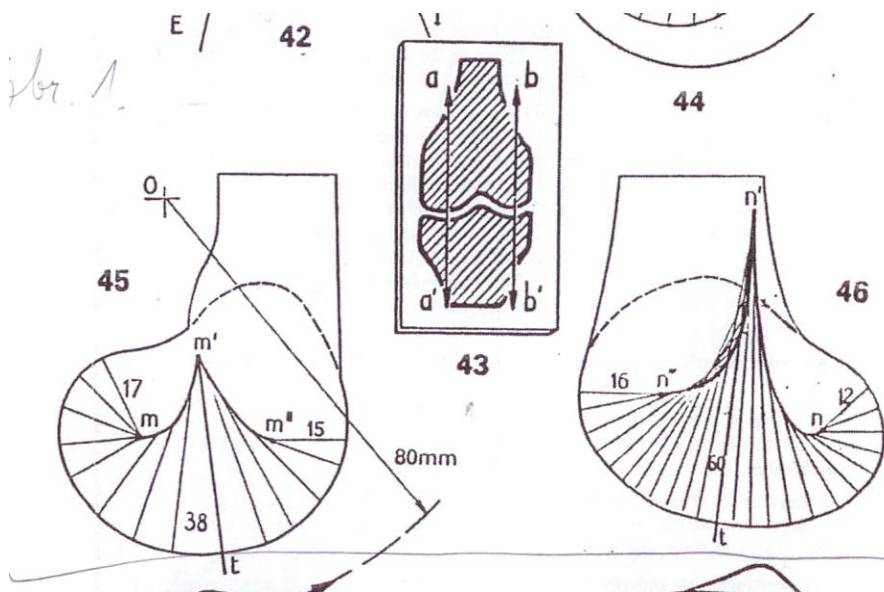
- Holman J. H., Deusinger R. H., Van Dillen L. R., & Matava M. J. (2002). Knee point movements in subjekt without knee pathology and subjects with injured anterior cruciate ligamenta. *Physical therapy*, 10/82, 960-972.
- Hurd W. J., & Snyder-Mackler L. (2007). Knee instability after acute ACL rupture affect movement patterns during the mid-stance phase of gait. *J Orthop Res.*, 25(10), 1369-1377. Retrieved 19. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2859715/>
- Janura, M. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. [Učební texty]. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints. Volume two. Lower limb*. 5th ed. London: Churchill Livingstone.
- Kerkhoffs G., Blankevoort L., Kingma I., & Van Dijk N. (2007). Three-dimensional bone kinematics in an anterior laxicity test of ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 15, 817-824.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis*. London: Churchill Livingstone.
- Kolář P., & Valouchová P. (2009) Chůze s. 48-51. in Kolář P. (2009) *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén
- Kozanek M., Hosseini A., Liu F., Van de Velde S. K., Gill T. J., Rubash H. E., & Li G. (2009). Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *J Biomech.*, 42(12), 1877-1884. Retrieved 10. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2725209/>
- Lee M., Roan M., Smith B., & Lockhart T. E. (2009). Gait analysis to classify external load conditions using linear discriminant analysis. *Hum Mov Sci*, 28(2), 226-235. Retrieved 10. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2908309/>

- Matjačić Z., (2009). Gait analysis and synthesis: Biomechanics, orthotics, prosthetics. *Technology and Health Care*. 17, 445-461.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis*. Thorofare, N.J. : SLACK Incorporated.
- Pohl, M. B. (2006). *Kinematic coupling between the foot and lower limb during gait*. [Doctoral dissertation, University of Leeds, 2006].
- Pohl M. B., Rabbito M., & Ferber R. (2010) The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3:6.
- Polento P. R., Santos H. H., Salvini T. F., Coury H. J., & Hansson G. A. (2008). Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. *Revista Brasileira de fisioterapia*, 12/4, 331-337.
- Radler C., Kranzl A., Manner H. M., Höglinger M., Ganger R., & Grill F. (2010). Torsional profile versus gait analysis: Consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait & Posture*, 32, 405-410.
- Russell K. A., Palmieri R. M., Zinder S. M., & Ingersoll Ch. D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of athletic training*. 41(2), 166-171.
- Schmitt L. C., & Rudolph K. S. (2007). Influences on knee movements strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.*, 57(6), 1018-1026. Retrieved 19. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2213278/>
- Schmitz R. J., & Schulz S. J. (2010). Contribution of knee flexor and extensor strength on sex-specific energy absorption and torsional joint stiffness during drop jumping. *Journal of athletic training*. 45(5), 445-452.
- Soderberg, G. L. (1997). *Kinesiology, Application to pathological motion*. Baltimore: Williams & Wilkins.

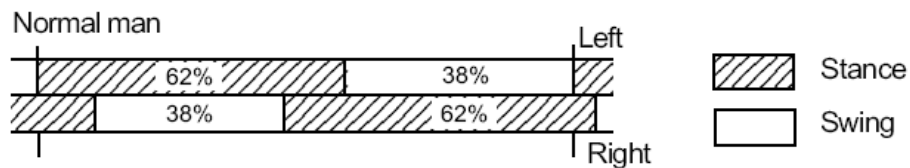
- Tillman M. D., Hass Ch. J., Chow J. W., & Brunt D., (2005). Lower extremity coupling parameters during locomotion and landings. *Journal of applied biomechanics*, 21, 359-370.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84–85.
- Vaughan Ch. L., Davis B. L., & O'Connor J. C. (1999). *Dynamics of human gait*. Cape Town: Kiboho Publisher.
- Vázquez A. A., Villarroja M. A., Franco M. A., Asín J., & Calvo B. (2009). Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait & Posture*, 29, 214-219.
- Véle F. (2006). *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Watkins, J. (2010). Basic Biomechanics of Gait s. 371-386 in Frowen P., O'Donnell M., Lorimer D. L., & Burrow J. G. (Eds). (2010) *Neale's Disorders of the Foot*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Yasayuki M., Masaru K., Stephen M. et al. (2000). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 834-840.
- Ying N., Kim W., Wong Y, & Kam B. H. (2004). Analysis of passive motion characteristics of ankle joint complex using dual Euler angle parameter. *Clinical Biomechanics*, 19, 153-160.
- Zeni J. A., & Higginson J. S. (2009). Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clin Biomech*, 24(4), 366-371. Retrieved 15. 4. 2011 from PubMed Central database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2696188/>
- Wang R., & Gutierrez-Farewik E. (2011). The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus and gastrocnemius during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, (in press).

14 Přílohy

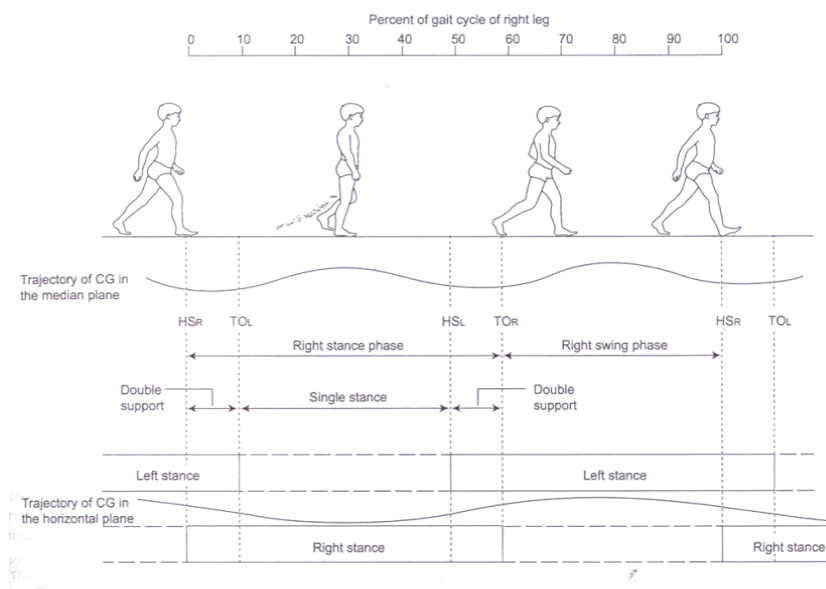
Příloha 1. Zakřivení kondylů femuru (Kapandji 1987)



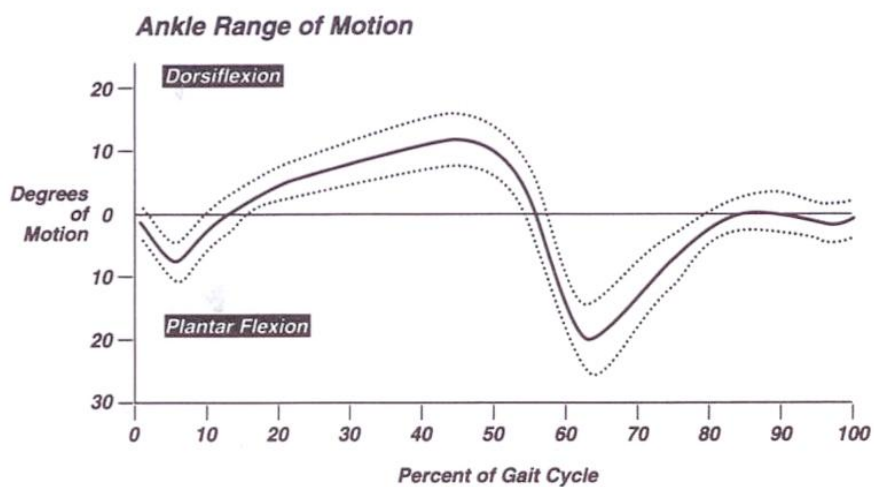
Příloha 2. Rozdělení stojné a švihové fáze (Vaughan, Davis & O'Connor 1999)



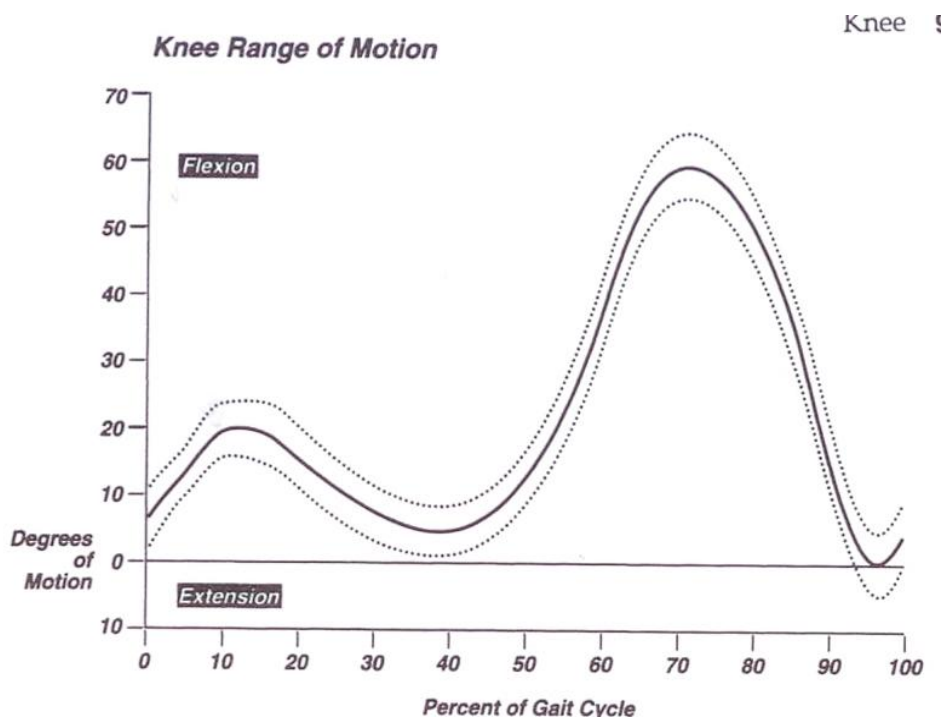
Příloha 3. Pohyb těžiště v sagitální a transverzální rovině během krokového cyklu (Watkins 2010)



Příloha 4. Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry 1992)



Příloha 5. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry 1992)



Příloha 6. Dotazník o zdravotním stavu

Dotazník o zdravotním stavu

Veškerá osobní data o zdravotním stavu jsou důvěrná, budou využívána anonymně a slouží pouze pro potřeby výzkumné činnosti. Vaše účast na výzkumu je dobrovolná a můžete ji kdykoliv zrušit. Odpovězte prosím pravdivě na všechny otázky, popř. označte křížkem vaši odpověď.

Jméno a příjmení, titul:

Rodné číslo:

Telefon:

Email:

Studijní obor:

Univerzita/Fakulta:

Hmotnost:

kg,

Výška:

cm,

Velikost obuvi EU:

Sportujete? ano ne

Když ano tak kolikrát týdně?

Provozujete nějaký sport závodně? ano ne

Když ano

jakému sportu se věnujete?

kolikrát týdně?

1. Prodělal(-a) jste některá z těchto onemocnění

dětská mozková obrna

nejsem si vědom(-a), že bych prodělal(-a) nějaká z uvedených onemocnění

2. Vyskytly se u Vás problémy s páteří, byl(-a) jste někdy léčen(-a) na rehabilitaci, absolvoval(-a) jste v dětství léčebný tělocvik?

ANO – jaká (např. vadné držení těla, skolióza)

NE

3. Máte v současné době nějaké obtíže?

ANO (jaké)

NE

4. Jste v současnosti léčen(-a) nebo byl(-a) jste v minulosti léčen(-a) pro nějakou z těchto chorob?

- Ortopedie** (vadné držení páteře – skolióza, opakované blokády páteře, poruchy hybnosti kloubů, chronické bolesti páteře nebo kloubů, M.Scheuerman).
- Infekční choroby** (TBC, syfilis, kapavka, virová hepatitida, salmonelóza, infekční mononukleóza a jiné).
- Onemocnění srdce a cév** (infarkt myokardu, záněty srdečního svalu včetně revmatické horečky, poruchy srdečního rytmu, srdeční nedostatečnost, vrozené nebo získané vady, ateroskleróza).
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či angíny nevdušnost plíce)
- Onemocnění plicní** (astma, chronická bronchitida, rozedma plic, časté virózy či či angíny..)
- Onemocnění nervové** (epilepsie, migréna a jiné záchvatovité stavy, poruchy rovnováhy, poškození nervové tkáně, poruchy čítí a hybnosti).
- Duševní poruchy** (deprese, mánie, psychózy, závislost na alkoholu, toxikománie).
- Onemocnění trávicího systému** (vředová choroba žaludku či dvanáctníku, zánětlivé onemocnění střev, častěji se opakující zácpy či průjem, jiné)
- Onemocnění jater a žlučových cest** (ztukovatění jater- steatóza, žlučnickové koliky, žlučnickové kameny).
- Onemocnění slinivky** (chronické záněty a jiné)
- Onemocnění močových cest** (záněty, kameny v močových cestách a jiné)
- Onemocnění kožní** (ekzémy, zánětlivé nebo plísňové onemocnění kůže).
- Onemocnění oční** (zhoršený zrak, poruchy zrakového pole, šedý/zelený zákal, záněty, jiné)
- Endokrinologie** (onemocnění štítné žlázy, poruchy hladiny tuků, metabolické poruchy, dna a jiné)
- Vysoký krevní tlak**
- Cukrovka**
- Ženy: gynekologické onemocnění**
- Jiné choroby, které chcete lékaři sdělit**
- Nejsem si vědom(-a), že bych byl léčen pro výše uvedené onemocnění.**

5. Jste v péči některé ze specializovaných ambulancí?

Zaškrtněte: kardiologie neurologie kožní alergologie diabetologie revmatologie plicní infekční psychiatrie endokrinologie onkologie.

6. Byl(-a) jste někdy hospitalizován(-a), operován(-a), uveďte s jakým onemocněním:

7. Kouříte?

ANO (kolik, kolik let)

NE

8. Pijete alkohol?

Nepiji

Výjimečně

Občas

Často až pravidelně

9. Užíváte návykové drogy?

ANO – jaké, jak často

NE

10. Užíváte v současnosti nějaké léky?

ANO – jaké

NE

11. Trpíte na postižení Kostry a svalstva?:

záněty kloubů, zánět kostní dřeně, vadné držení těla, deformace páteře, bolesti v zádech, jiné:

ANO – jaké

NE

12. Prodělal jste zlomeniny kostí?:

ANO – jaké

NE

13. Jiné úrazy:

ANO – jaké

NE

14. Operace:

ANO – jaké

NE

15. Další skutečnosti, které byste rád(-a) sdělil(-a)

Příloha 7. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Studie: Kinematická analýza chůze u osob ve věku 20-30 let

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.

Byl(a) jsem podrobně instruován(a) o cíli studie, o jejích postupech a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

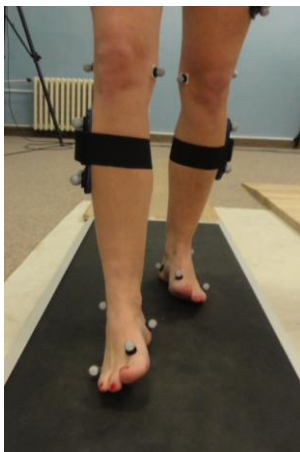
Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Příloha 8. Aktivní supinace



Příloha 9. Aktivní pronace



Příloha 10. laboratoř chůze Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci



15 Seznam příloh

Příloha 1. Zakřivení kondylů femuru (Kapandji 1987).....	71
Příloha 2. Rozdělení stojné a švihové fáze (Vaughan, Davis & O'Connor 1999).....	71
Příloha 3. Pohyb těžiště v sagitální a transverzální rovině během krokového cyklu (Watkins 2010).....	71
Příloha 4. Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry 1992).....	72
Příloha 5. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry 1992).....	72
Příloha 6. Dotazník o zdravotním stavu.....	73
Příloha 7. Informovaný souhlas.....	76
Příloha 8. Aktivní supinace.....	77
Příloha 9. Aktivní pronace.....	77
Příloha 10. laboratoř chůze Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.....	77

16 Seznam grafů

Graf 1. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu flexe kolenního kloubu v sagitální rovině při různých typech chůze.....	39
Graf 2. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině při různých typech chůze.....	40
Graf 3. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině při různých typech chůze.....	40
Graf 4. Vyznačení použitých zkratk v grafu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině při různých typech chůze.....	41
Graf 5. Pohyby kolenního kloubu v sagitální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci).....	46
Graf 6. Průměrné hodnoty maximální flexe kolenního kloubu při postupném zatěžování končetiny ve stojné fázi u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmax1).....	46
Graf 7. Průměrné hodnoty minimální flexe kolenního kloubu na konci stojné fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmin1).....	47
Graf 8. Průměrné hodnoty maximální flexe kolenního kloubu ve švihové fázi u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmax2).....	48
Graf 9. Průměrné hodnoty minimální flexe kolenního kloubu při iniciálním kontaktu paty a podložky u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KSmin2).....	49
Graf 10. Pohyby kolenního kloubu ve frontální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci).....	50
Graf 11. Průměrné hodnoty maximální addukce bérce vůči femuru v průběhu postupného zatěžování plosky nohy u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KFmax) ..	50
Graf 12. Průměrné hodnoty maximální abdukce bérce vůči femuru v průběhu letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KFmin).....	51
Graf 13. Pohyby kolenního kloubu v transverzální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci).....	52
Graf 14. Průměrné hodnoty maximální vnitřní rotace bérce vůči femuru v průběhu letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KTmax).....	52
Graf 15. Průměrné hodnoty maximální zevní rotace bérce vůči femuru těsně před a při iniciálním kontaktu paty a podložky u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (KTmin).....	53
Graf 16. Pohyby hlezenního kloubu v sagitální rovině (srovnání hodnot přirozené chůze, chůze v aktivní pronaci a supinaci).....	54

Graf 17. Průměrné hodnoty první maximální plantární flexe v hlezenním kloubu při postupném položení plosky na podložku u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmin1)	55
Graf 18. Průměrné hodnoty pmaximální dorzální flexe v hlezenním kloubu na konce letové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmax1)	56
Graf 19. Průměrné hodnoty druhé maximální plantární flexe v hlezenním kloubu při odrazu u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací (ASmin2)	57

17 Seznam obrázků

Obrázek 1. Zapojení svalů v průběhu krokového cyklu – EMG studie podle Vaughana, Davise a O’Connora (1999).....	30
Obrázek 2. Dvě jednoduchá obrácená kyvadla jako mechanický model bipedální lokomoce podle Matjačić (2009).....	31
Obrázek 5. Pohyb kolenního kloubu ve frontální rovině před a po excentrickém tréninku m. quadriceps femoris (studie Poletta, Santose, Salviniho, Couryho a Hanssona, 2008) ...	61

18 Seznam tabulek

Tabulka 1. Definice použitých zkratk	41
Tabulka 2. Umístění značek	42
Tabulka 3. Charakteristiky různých typů chůze	44
Tabulka 4. Porovnání různých typů chůze (znaménkový test, statisticky významné odchylky $p < 0,05$).....	45

19 Seznam zkratk

DKK	dolní končetiny
m.	musculus
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta
sup.	superius
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LCP	ligamentum cruciatum posterius
cap.	caput