

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ VLIVU INDIVIDUÁLNÍCH PELOT SENZOMOTORICKÝCH
STÉLEK NA KINEMATIKU DOLNÍCH KONČETIN POMOCÍ ZMĚN RELATIVNÍ
ÚHLOVÉ RYCHLOSTI

Diplomová práce
(Magisterská)

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Tomáš Klein

Vypracovala:

Bc. Lada Hnyková

Jméno a příjmení autora: Bc. Lada Hnyková (rozená Bartoňková)

Název diplomové práce: Hodnocení vlivu individuálních pelot senzomotorických stélek na kinematiku dolních končetin pomocí změn relativní úhlové rychlosti

Pracoviště: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Tomáš Klein

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá vlivem individuálních pelot senzomotorických stélek na kinematiku kolenního, kyčelního a hlezenního kloubu. Hlavním cílem práce bylo posoudit, zda je hodnocení změn relativní úhlové rychlosti vhodným parametrem pro hodnocení efektu individuálních pelot. Standardně je k ověření efektu používán kinematický systém a parametr relativních úhlů. Smyslem je otestovat, zda je relativní úhlová rychlost citlivější parametr pro zjištění efektu individuálních pelot, což by do budoucna mohlo otevřít cestu i klinicky dostupnějším systémům.

Do výzkumu bylo zařazeno 16 probandů (z toho 8 žen a 8 mužů) ve věku $22,9 \pm 3,5$ let. Jedinci absolvovali měření, při kterém byly zjišťovány kinematické parametry dolní končetiny při chůzi se základní stélkou a s využitím mediální patní peloty. Měření bylo provedeno pomocí kinematického systému Vicon.

Z výsledků měření vyplývá, že největší vliv měla aplikace mediální patní peloty na postavení hlezenního kloubu, a to především ve frontální a transverzální rovině. Při aplikaci peloty došlo během stojné fáze ke zvýšení inverze a ke snížení vnitřní rotace. V kolenním kloubu došlo k mírnému snížení addukce během stojné fáze a ke zvýšení flexe během švihové fáze. Dále ke konci stojné fáze došlo v kolenním kloubu k větší vnitřní rotaci. V kyčelním kloubu došlo při aplikaci peloty k nárůstu flexe na počátku stojné fáze a k mírnému snížení vnitřní rotace v polovině stojné fáze.

Změny kinematických parametrů chůze byly hodnoceny za pomoci změn relativního úhlu a relativní úhlové rychlosti v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Z výsledků vyplývá, že ve většině případů, pokud došlo ke změně relativního úhlu při aplikaci peloty, došlo i ke změnám relativní úhlové rychlosti, ačkoli tyto změny byly většinou menší. Ukázalo se, že relativní úhlová rychlost není citlivější parametr pro hodnocení chůze, a tedy nemá potenciál zastoupit relativní úhly.

Klíčová slova: senzomotorické stélky, noha, kinematika, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Bc. Lada Hnyková (born as Bartoňková)

Title of the thesis: Relative angular velocity as a parameter to explore the effect of sensorimotor foot insoles on lower limb kinematics.

Site: Palacky University Olomouc, Faculty of Physical Culture, The Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Tomáš Klein

The year of presentation: 2021

Abstract: The diploma thesis deals with the influence of individual pellets of sensorimotor insoles on the kinematics of the knee, hip and ankle joint. The main aim of the thesis was to determine whether the evaluation of changes in relative angular velocity was a suitable parameter for evaluating the effect of individual pellets. By default, the kinematic system and the relative angle parameter are used to assess the effect. The purpose is to test whether relative angular velocity is a more sensitive parameter for determining the effect of individual pellets, which could make the way for more clinically available systems in the future.

The study included 16 probands (8 females and 8 males) aged 22.9 ± 3.5 years. The subjects underwent measurements in which the kinematic parameters of the lower limb were determined when walking with the basic insole and using a medial heel pellet. The measurement was performed using the Vicon motion capture system.

The results show that the application of a medial heel pellet had the greatest effect on the position of the ankle joint, especially in the frontal and transverse planes. On the application of a pellet, there was an increase in inversion and at the same time a decrease in internal rotation during the standing phase. With the knee joint there was a slight decrease in adduction during the standing phase and an increase in flexion during the swing phase. Furthermore, there was greater internal rotation in the knee joint at the end of the standing phase. With the hip joint, the application of the pellet led to increased flexion at the beginning of the standing phase and to a slight decrease in internal rotation in the middle of the standing phase.

Changes to the kinematic parameters of gait were examined using changes in the relative angle and relative angular velocity with the hip, knee and ankle joint. The results show that in most cases, provided the relative angle changed during the application of the pellet, changes in the relative angular velocity also occurred, though these changes were most often only slight. It was concluded that relative angular velocity was a less sensitive parameter for gait examination and, therefore, it has not the potential to replace relative angles.

Keywords: sensorimotor foot orthoses, foot, kinematics, gait

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Tomáše Kleina, že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 2021

Děkuji Mgr. Tomáši Kleinovi za ochotu, vstřícnost a trpělivost v průběhu vzniku mé diplomové práce. Také děkuji všem, kteří se vyskytli v mém okolí během tvůrčího procesu za velkou dávku tolerance. Zvláště pak svému manželovi Petrovi za oporu, kterou mi poskytoval, mé babičce Věře Šmajstrlové za korektury a mým rodičům za podporu během studia. Také děkuji svým bratrům za pomoc v hledání vnitřní motivace, když se jí právě nedostávalo.

Obsah

1.	Úvod.....	10
2.	Přehled současných poznatků.....	11
2.1	Funkční anatomie a kineziologie nohy.....	11
2.2	Funkční anatomie a kineziologie stehna a bérce.....	14
2.3	Funkční anatomie a kineziologie pletence dolní končetiny.....	16
2.4	Chůze.....	18
2.4.1	Ontogeneze chůze.....	18
2.4.2	Řízení motoriky, centrální mechanismy řízení chůze.....	19
2.4.3	Dělení chůzového cyklu.....	21
2.4.4	Fáze chůzového cyklu.....	22
2.5	Kalceotika.....	23
2.5.1	Vhodná obuv.....	23
2.5.2	Ortopedické vložky.....	24
2.5.2.1	Dělení ortopedických vložek.....	25
2.5.3	Senzomotorické stélky.....	27
2.5.4	Indikace senzomotorických stélek.....	29
2.6	Senzomotorický systém.....	29
2.7	Kinematická analýza pohybu.....	30
2.7.1	Optoelektronické systémy.....	30
2.7.2	Využití inerciálních senzorů a relativního úhlového zrychlení.....	31
3.	Cíle a výzkumné otázky.....	35
3.1	Hlavní cíl.....	35
3.2	Dílčí cíle.....	35
3.3	Výzkumné otázky.....	35
4.	Metodika.....	36
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	36

4.2	Organizace sběru dat	36
4.2.1	Vstupní vyšetření.....	36
4.2.2	Průběh měření	37
4.2.3	Analýza a statistické zpracování dat	37
5.	Výsledky.....	39
5.1	Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v kyčelním kloubu.....	39
5.1.1	Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X).....	39
5.1.2	Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)	41
5.1.3	Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y).....	42
5.1.4	Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)	43
5.1.5	Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)	44
5.1.6	Změny relativní úhlové rychlosti v transverzální rovině (Z)	45
5.2	Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v kolenním kloubu	46
5.2.1	Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X).....	46
5.2.2	Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)	47
5.2.3	Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y).....	48
5.2.4	Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)	49
5.2.5	Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)	50
5.2.6	Změny relativní úhlové rychlosti v transverzální rovině (Z)	51
5.3	Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v hlezenním kloubu	52
5.3.1	Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X).....	52
5.3.2	Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)	54
5.3.3	Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y).....	55
5.3.4	Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)	56
5.3.5	Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)	57

5.3.6	Změny relativní úhlové rychlosti v transverzální rovině (Z)	58
6.	Diskuse	59
7.	Závěr.....	64
8.	Souhrn	65
9.	Summary	66
10.	Referenční seznam	67
12.	Přílohy	74

Seznam použitých zkratek

CNS – Centrální nervový systém

DK – Dolní končetina

DKK – Dolní končetiny

GC – Gait cycle (chůzový cyklus)

IC – Inicial contact (počáteční kontakt)

ROM – Range of motion (rozsah pohybu)

ST – Subtalární

TT – Tibiotalární

6DOF – six-degrees-of-freedom

MTP – Metatarsophalangeální

1. Úvod

Každý rok probíhá na téma chůze série výzkumů, jejichž cílem je přesnější pochopení jednotlivých drobných složek tohoto komplikovaného pohybu. Existuje velká škála prací, které se zabývají ontogenezí chůze, a ještě více jich zkoumá, jak se projevují na chůzi jednotlivé patologické procesy. Vlivem módních trendů dochází k názorovým střetům mezi odborníky, kteří obhajují tzv. barefoot obuv, a mezi zastánci užívání různých druhů ortopedických pomůcek. K dispozici je mnoho metod, které k měření mohou posloužit.

Jedním z upřednostňovaných přístrojů je Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie), použitý i při zpracování této práce. Tato metoda je poměrně náročná na prostor i na finance, proto si někteří odborníci kladou otázku, zda by i levnější a snazší metoda nemohla posloužit témuž účelu. Takeda, Todano, Todoh a Yoshinari (2009) uvádí možnost užití provedení analýzy pohybu pomocí individuálních senzorů ke změření relativní úhlové rychlosti.

Hlavním cílem práce bylo posoudit, zda je hodnocení změn relativní úhlové rychlosti vhodným parametrem pro vyhodnocení efektu individuálních pelot. Naměřená data jsou srovnávána s využitím parametru relativních úhlů.

Teoretická část práce obsahuje stručný popis anatomie a kineziologie dolní končetiny, popis jednotlivých fází chůzového cyklu a řízení chůze. Další část se věnuje vysvětlení principu fungování a vlivu aplikace senzomotorických stélek a vhodné obuvi.

2. Přehled současných poznatků

Dolní končetina je orgánem opory a lokomoce. Svou stavbou je velmi podobná horní končetině, ale její kostra je robustnější a má omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů. Oproti horní končetině je díky těmto vlastnostem stabilnější. Z vývojového hlediska došlo u člověka k významnějšímu odlišení funkce horních a dolních končetin. Zatímco dolní končetiny získaly na robustnosti a stabilitě, ztrácely na obratnosti a úchopových funkcích. U horních končetin tomu bylo právě naopak a ruce se staly obratnějšími pro jemnou motoriku. U nohy byla tato funkce zachována v omezené míře. Drobné svaly nohy dodávají chůzi na pružnosti především jejich vlivem na podélné a příčné klenutí nohy (Dylevský, 2009b)

U vertikalizovaného trupu dochází k přenosu sil v oblasti pánve, jejíž nastavení má vliv na výsledný pohyb. Na funkci pánve má zásadní vliv její nastavení a vývoj jednotlivých jejích struktur v průběhu růstu. Na výsledné postavení pánve se promítá držení dolních končetin i zakřivení páteře. Z hlediska této práce budeme pánev považovat za pletenec a jako takový jej budeme řadit k dolní končetině (Dylevský, 2009b; Verbruggen, & Nowlan, 2017).

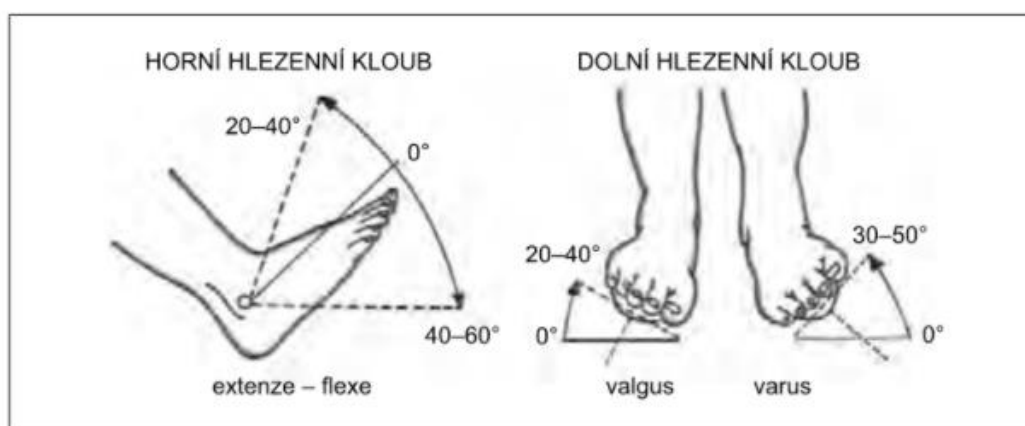
2.1 Funkční anatomie a kineziologie nohy

Anatomický termín noha popisuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Prostřednictvím linií Chopartova a Lisfrankova kloubu je rozdělena na tři funkční oddíly: zadonoží tvořené dvěma velkými tarzálními kostmi (kost hlezenní a kost patní), středonoží tvořené pěti malými tarzálními kostmi (kost krychlová, loďkovitá a tři klínovité kosti) a předonoží tvořené předním tarzem, pěti nártními kostmi a články prstů. Mimo uvedené proximodistální rozčlenění nohy používáme také rozdělení do dvou paralelních paprsků. Laterální paprsek je tvořen kostí patní, krychlovou, čtvrtým a pátým metatarzem a příslušnými prstci. Mediální paprsek je tvořen kostí hlezenní, loďkovou, kostmi klínovitými a 1.–3. metatarsem i prstcem. Na základě vzájemného postavení předonoží a zadonoží můžeme usuzovat na jejich vliv na kinematické parametry chůze. Nejvýznamnější vliv na charakter chůze má nastavení předonoží (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2003; Marenčáková, Svoboda, Vařeka & Zahálka, 2016).

Podle vzájemného postavení jednotlivých kůstek jsou na noze popisovány tzv. Klenby, které se skládají z jednotlivých oblouků. Kostra nohy je klenuta příčně a podélně. Nejvyšším místem plantární strany je talus v oblasti fibrocartilago navicularis. Klenba chrání měkké části chodidla a podmiňuje pružnost nohy, zároveň umožňuje efektivnější přenos sil svalů nohy a tím

vyšší efektivitu chůze a běhu. Jedná se o dynamický mechanismus, na jehož výsledný tvar mají vliv čtyři hlavní faktory, kterými jsou kosti, svaly, vazy a činnost řízená CNS (centrální nervový systém). CNS na základě zpětnovazebného řízení neustále přijímá proprioceptivní informace z oblasti plosky a na jejich základě nastavuje napětí nejen nohy a klenby, ale také celého těla (Vařeka & Vařeková, 2003; Kolář, 2009; Kevin & Kirby, 2018; Kirby, 2017; Gross, Fetto & Rosen, 2005).

Sklobení mezi kostmi bérce a talem označujeme jako hlezenní kloub. Zjednodušeně jej popisujeme jako jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu. Osa probíhá přibližně skrze hroty fibulárního a tibiálního kotníku, její průmět do frontální roviny svírá s dlouhou osou tibie úhel asi 80° a s rovinou frontální asi 8° . Vzhledem k šikmému průběhu osy dochází v hlezenním kloubu nejen k dorzální (rozsah pohybu – „ROM“ $20^\circ - 35^\circ$) a plantární flexi (ROM $40^\circ - 50^\circ$) v sagitále, ale také k pohybům v transverzální a frontální rovině (Obrázek 1). Dochází také k pohybu v dolním tibiofibulárním sklobení a následně v horním tibiofibulárním kloubu. Kloubní pouzdro hlezenního kloubu je slabé, zesílené kolaterálními ligamenty po stranách kloubu. Z vnitřní strany se jedná o deltový vaz, z vnější strany se nachází zevní vaz (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2003; Gross, Fetto & Rosen, 2005; Bartoníček & Heřt, 2004).

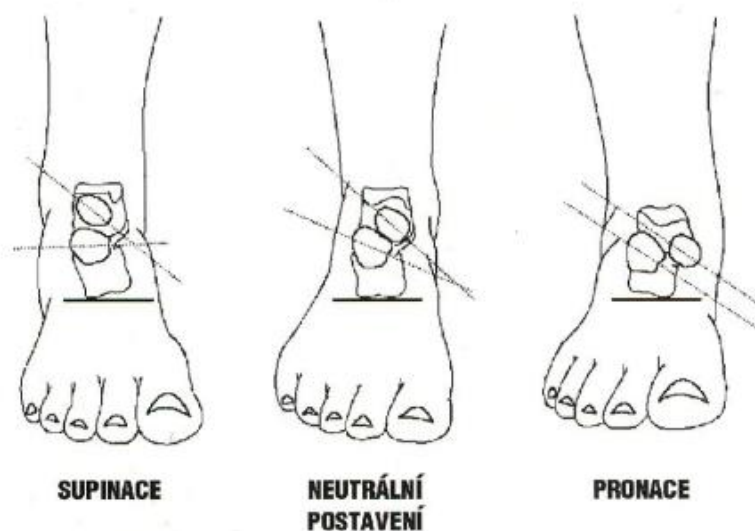


Obrázek 1: Rozsah pohybu v hlezenním kloubu (Dungl et al., 2014)

Osa pohybu subtalárního kloubu prochází dorzomediálním okrajem loďkovité kosti a lateroplantárním okrajem kosti patní. Chopartův kloub je sice anatomicky tvořen dvěma klouby, z kineziologického hlediska jej však považujeme za jednu funkční jednotku. Pohyby v tomto kloubu můžeme popsat jako kombinaci pohybů kolem šikmé a podélné osy. Kolem podélné osy probíhají pohyby přední části nohy ve frontální rovině (inverze a everze). Kolem

šikmé osy probíhá dorzální flexe se současnou abdukcí a plantární flexe se současnou addukcí. Trochlea tali je vpředu širší než vzadu, a proto se při dorzální flexi v hlezenním kloubu vklíní mezi oba kotníky a má tendenci je roztlačovat (Gross, Fetto & Rosen, 2005; Vařeka & Vařeková, 2003)

Při everzi (pronaci) v subtalárním kloubu jsou podélné osy kloubních ploch talu a kalkaneu pro skloubení s kostí loďkovitou a krychlovou rovnoběžné, takže je možný maximální rozsah pohybu, kloub má ale malou stabilitu. S rostoucí inverzí (supinací) v subtalárním (ST) kloubu se zvyšuje rozbíhavost os, roste stabilita tibiotalárním (TT) kloubu a klesá rozsah jeho pohybu (Obrázek 2). Toho využíváme v období aktivního odrazu od podložky při chůzi, kde díky tomuto „uzamčení“ TT kloubu můžeme využít nohu jako relativně rigidní páky. Vytvoření rigidní páky hraje zásadní roli při odrazu, u kterého lýtkové svaly napínají „kladkovým“ způsobem plantární fascii přes hlavičky metatarzů a přitahují tak kalkaneus k předonoží. Pro rychlost chůze je zásadní napětí svalů konajících dorziflexi před dopadem nohy na podložku a jejich kokontrakce při odrazu (Vařeka & Vařeková, 2003; Hreljac, 1995)



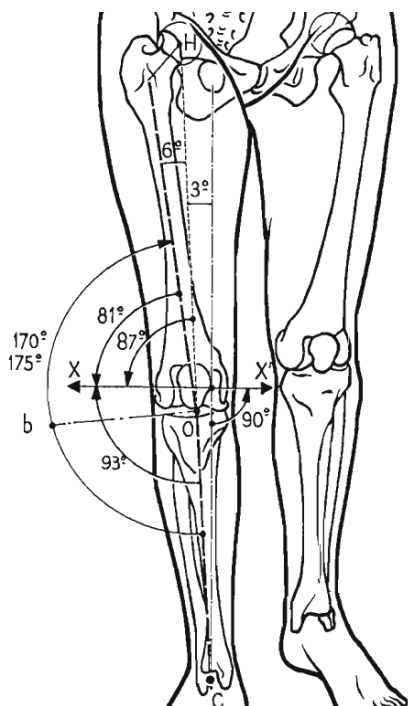
Obrázek 2: Vliv vzájemného postavení talu a kalkaneu v subtalárním kloubu na postavení os kloubních ploch Chopartova kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003).

2.2 Funkční anatomie a kineziologie stehna a bérce

Největším a nejsložitějším kloub v lidském těle je kladkový kloub kolenní. Artikulují zde femur, tibie a patela, jejichž kloubní plochy jsou pokryty chrupavkou. Kloubní hlavici tvoří kondyly stehenní kosti, které jsou zakřiveny ve frontální i sagitální rovině. Kloubní jamku tvoří horní konec kolenní kosti, jehož kondyly jsou oproti kondylům stehenní kosti téměř ploché. Tuto nerovnoměrnost vyrovnávají menisky. Mezi kondyly femuru se nachází facies patellaris, se kterou artikuluje patela. (Čihák & Grim, 2001; Kolář, 2009)

Součástí kolenního kloubu je patelofemorální kloub, který však není kloubem v pravém slova smyslu. Patela je dynamizujícím prvkem extenzorového aparátu kolenního kloubu a je zavěšena v patelárním vazů čtyřhlavého svalu stehenního. Plocha pately je rozdělena podélnou rýhou na dvě fasety a zapadá tak do konkávního prohnutí na mezi kondyly femuru. Patela je kladkou, na které dochází ke změně tahu čtyřhlavého svalu. Kdyby se ve skloubení patela nevyskytovala, vyvinul by sval v místě úponu podstatně menší sílu, než když je sval „podepřený a zahnutý“ (Dylevský, 2009b).

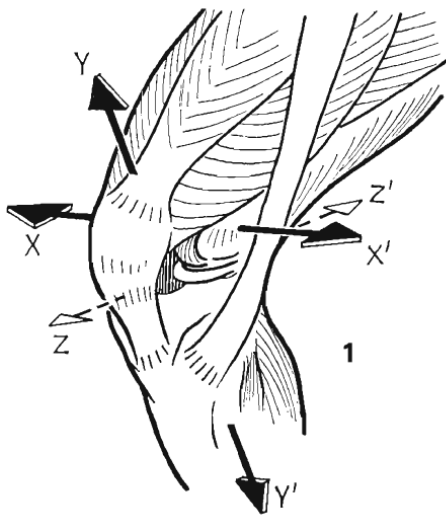
Kontakt femuru a tibie je téměř v horizontále, femur je však od této osy odkloněn, takže svírá zevně otevřený – fyziologický abdukční úhel 170° – 175° (u žen o 5° menší), (Obrázek 3). Pokud je tento úhel významně větší nebo menší, hovoříme o genua valga nebo genua vara (Kapandji, 1987; Bartoníček & Heřt, 2004).



Obrázek 3: Vzájemné postavení tibie a femuru (b – fyziologický abdukční úhel) (Kapandji, 1987)

Za základní postavení kolenního kloubu považujeme nulovou flexi. Z této pozice je možné provést pohyb 5° – 15° do extenze, který je považován za hyperextenzi. V nulové flexi jsou napjaty postranní vazy a veškeré vazivové struktury zadní strany kloubu a femur, menisky a tibia vzájemně pevně naléhají, mluvíme o tzv. „uzamknutém koleni“ (Kolář, 2009).

Hlavní pohyby kolene probíhají do flexe a extenze. Na první pohled se může zdát, že pohyb probíhá pouze v transverzální rovině, ale není to úplně přesné. Kolenní kloub umožňuje i určitou míru vnitřní a vnější rotace, předozadní translaci v kloubu a pohyb do varozity, valgozity (Obrázek 4). Skutečný rozsah pohybu je ovlivňován svaly, vazy a menisky. Rozsah pohybu do aktivní flexe podle Kapandjiho (1987) činí asi 140° při flektované kyčli a asi 120° při extendované kyčli. Tento rozdíl je způsoben napětím svalových struktur (Véle, 2006).



Obrázek 4: Osy pohybu kolenního kloubu (osa XX' – pohyby do flexe a extenze v sagitální rovině; osa YY' – pohyby do rotací při flektovaném koleni; osa ZZ' – posuvné pohyby) (Kapandji, 1987).

Z plně extendované dolní končetiny je pohyb do flexe zahájen iniciální vnitřní rotací tibie během prvních 5° flexe. Počáteční rotace uvolňuje ligamenta collateralia. Tento pohyb se označuje za „odemknutí kolene“. Rotační pohyb provází flexi v malé míře až do 30° flexe. Pohyb probíhá v meniskofemorálních kloubech. Femur se valí po ploše, která je tvořena menisky a tibií, vzad. Pohyb v kolenním kloubu začíná jako valivý, asi od 20° přechází v pohyb smykový. V této fázi je pro stabilitu zásadní funkce neporušených ligament uvnitř kloubu (ligamenta cruciata). Tato ligamenta mají mírně vějířovitý tvar a v závislosti na míře flexe v kolenním kloubu se na sebe vzájemně navíjejí (Gross, Fetto & Rosen, 2005; Bartoníček & Heřt, 2004).

V konečné fázi flexe se pohyb odehrává v meniskotibiálních skloubeních, kde už jej popisujeme jako pohyb smykový. Spolu s relaxací kolaterálních ligament při flexi dochází k větší pohyblivosti v kolenním kloubu na úkor jeho stability. Patela se během pohybu do flexe přesouvá vertikálně a distálně z facies patellaris femoralis do fossa intercondylaris, což činí asi dvojnásobek její velikosti. Extenze probíhá analogicky k flexi, pouze s opačným průběhem (Kapandji, 1987).

2.3 Funkční anatomie a kineziologie pletence dolní končetiny

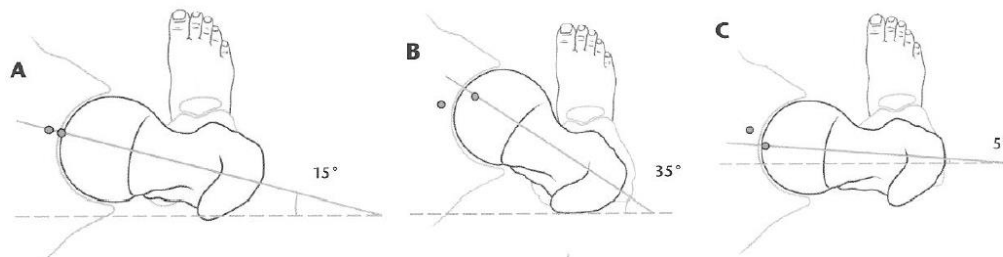
Pletenec dolní končetiny s kyčlí tvoří dohromady tzv. Kořenovou oblast končetiny. Jeho komponenty lze rozlišit na aktivní a pasivní. Pasivní komponentu tvoří pánevní, křížová a stehenní kost a jejich spoje. Aktivní komponentu tvoří svaly kyčelního kloubu a svaly stehna. (Dylevský, 2009b)

Pánev je významná z mnoha důvodů. Je to kostěná schránka, kde je ukryto mnoho důležitých orgánů, upíná se na ni řada svalů a je podstatným transmisním článkem mezi páteří a dolními končetinami. U člověka je pánev skloněna přední částí dolů a dozadu. Křížová kost je vysunuta šikmo dopředu. V oblasti promontoria mění zakřivení páteře z kyfózy křížové kosti na bederní lordózu. Díky tomuto zakřivení se těžiště těla posouvá nad kyčelní kloub. Pánevní sklon (úhel, který svírá rovina pánevního vchodu s horizontální rovinou) dosahuje asi 60°. Sklon kyčle je úhel mezi spojnicí spina iliaca anterior superior s horním okrajem spony a má asi 40° (Dylevský, 2009b; Dylevský, 2009a; Bartoníček & Heřt, 2004).

Pánevní kost se skládá ze tří původně samostatných kostí: kyčelní, sedací a stydké. Všechny tři se spojují v jamce kyčelního kloubu – v acetabulu. Acetabulum má tvar polokoule, jeho kloubní plochu tvoří podkovovitá facies lunata, která je potažena hyalinní chrupavkou. Kyčelní kloub je definován jako kulovitý omezený, jelikož jeho jamka je poměrně hluboká a nedovoluje úplně volný rozsah (Gross, Fetto & Rosen, 2005; Bartoníček & Heřt, 2004).

Anatomická osa femuru prochází osou diafýzy femuru a je odkloněna 6° od mechanické osy, která je tvořena spojnicí mezi středem hlavice femuru a interkondylární eminencí. Hodnota úhlu mezi mechanickou osou a osou diafýzy je závislá na velikosti kolodiazofyzálního úhlu. Velikost tohoto úhlu je po narození okolo 150°, u dospělého člověka obvykle dosahuje velikosti kolem 125°. V transverzální rovině jsou hlavice a krček femuru odkloněny od frontální roviny, proto zde popisujeme úhel anteverze femuru. U novorozence dosahuje 30–40°, do dospělosti dojde k jeho snížení až na 7–15°. Výsledné nastavení krčku a hlavice (Obrázek 5) má významný

vliv na rozsahy pohybu v kloubu, především na rotace. Zvýšení úhlu do antevertze vede k omezení rozsahu pohybu do zevní rotace, retrovertze vede k omezení vnitřní rotace (Kolář, 2009).



Obrázek 5: Torzní úhel femuru (A – fyziologická antevertze femuru; B – zvýšená antevertze femuru; C – retrovertze femuru) (Kolář, 2009)

Míru krytí hlavice kyčelního kloubu jamkou acetabula posuzujeme podle Wibergova úhlu kyčelního kloubu. Je dán vertikální linií procházející středem hlavice femuru a linií, která protíná střed hlavice femuru a horní okraj acetabula. U dospělého by měl dosahovat 20° (Kolář, 2009).

Hlavice femuru má kulovitý tvar, což umožňuje velký rozsah pohybu kyčelního kloubu. Zároveň kloub tvoří hluboká jamka acetabula s pevným vazivovým labrem. Jedná se o triaxiální kloub, což znamená, že pohyby jsou možné v ose transverzální, anterioposteriorní a vertikální. Flexe v kyčli je spojená s klopením pánve a oploštěním bederní lordózy. Rozsah pohybu je ovlivněn nastavením v kolenním kloubu. Při plné extenzi kolene je udáván rozsah pohybu do flexe asi 90°, při flektovaném koleni je rozsah zvětšen asi na 120° (Kapandji, 1987; Bartoníček & Heřt, 2004).

Extenze v kyčli je spojená s anteriorním klopením pánve a zvýrazněním bederní lordózy. Extenze je omezena napětím ligamenta iliofemorale. Při extendovaném koleni dosáhneme asi 20° směrem do extenze v kyčli, při flektovaném koleni až 30° (Kapandji, 1987).

Abdukce kyčelního kloubu je omezena tenzí adduktorů kyčelního kloubu, iliofemorálními a pubofemorálními ligamenty, následně nárazem krčku femuru na okraj acetabula. Maximální rozsah pohybu do abdukce činí 45° pro každou dolní končetinu. Opačný pohyb, tedy pohyb do addukce, lze provést čistě pouze z nastavení do abdukce. Ze středního postavení bude addukce vždy kombinována s flexí. Rozsah pohybu do addukce činí asi 30° (Kapandji, 1987; Véle, 2006).

Rozsah pohybu do rotací je ovlivněn nastavením krčku femuru. Obecně lze říci, že rozsah pohybu do vnitřní rotace dosahuje asi 30 ° a do zevní rotace asi 60 ° (Kapandji, 1987).

Kyčelní kloub je umístěn laterálně od střední roviny těla, tudíž je u udržení stability na jedné dolní končetiny nutná souhra mnoha segmentů. Mediolaterální stabilitu zajišťují hýžděové svaly a tractus iliotibialis. Tractus iliotibialis je zesílený pruh stehenní fascie, který funguje jako tenzní pruh, který má schopnost konverze zátěže působící na kyčelní kloub (Gross, Fetto & Rosen, 2005)

2.4 Chůze

Chůze je komplikovaný proces, který vzniká složením dílčích pohybových vzorů, které probíhají současně v kolenním, kyčelním a hlezenním kloubu. Analýzu chůze tak můžeme nej přesněji provést vyhodnocením pohybu v těchto segmentech (Perry & Burnfield, 2010).

Normální vzor chůze je definován jako série pohybů, které vyústí v souvislý a energeticky výhodný pohyb, který vyústí v stabilní dopředný pohyb těla. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou objevit poruchy pohybového aparátu i nervové soustavy. Poruchy nervové soustavy se mohou projevit různými odchylkami od „normální“ chůze. Pomineme-li zjevné souvislosti (např. porucha motorických center vede k změně motorických projevů), nesmíme opomenout ani vliv psychiky a mentálního nastavení jedince (např. chůze jedince s depresí bude pomalejší a délka kroku bude kratší). Časoprostorové parametry chůze jsou ovlivněny vnějším prostředím: například lze ovlivnit charakter chůze zvukovými signály (Shah, Solan & Dawe, 2020; Kolář, 2009; Stöckel et al., 2015; Hoppe, Chawla, Browner & Lewek, 2020).

2.4.1 Ontogeneze chůze

Vývoj lidské chůze začíná mnohem dřív, než když se člověk poprvé postaví. Od začátku života dochází k vývoji CNS, který podmiňuje motorický vývoj. S rozvojem motoriky se člověku otevírají nové možnosti a další rozvoj je závislý na vnitřní motivaci. Nejde proto oddělit ani mentální složku vývoje. Z počátku života jsou požadavky organismu omezeny na zajištění základních potřeb, jak se ale dítě rozkoukává, objevuje se zájem o okolí. Z počátku zaznamenáváme oční fixaci mezi 4. a 6. týdnem života. Aby dítě mohlo oční fixaci zajistit, musí zaujmout určitý postoj (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Pro rozvoj opory a lezení nejprve musí dojít k úpravě dýchání, jelikož svaly využívané k lokomoci hrají i roli pomocných dýchacích svalů. První pokusy o pohyb v prostoru příliš nevyužívají souhybu dolních končetin. Dítě se vleže na břiše v opoře o lokty přitahuje horními končetinami. Tato fáze by v optimálním vývoji neměla trvat příliš dlouho (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Pro správný vývoj chůze jsou zásadní i vývojová období před vertikalizací. Například proto, že pohybem dolních končetin dochází k pohybu femuru v jamce kyčelního kloubu, což vede k jejímu tvarování (Swan, Ives, Wilson & Humphrey, 2020).

Zapojením břišní stěny dojde k oploštění hrudníku, zpevnění trupu a propojení trupu a pánve. Díky tomu vznikne výhodnější nastavení, které umožní zapojení dolních končetin do lokomoce. Tomuto druhu lokomoce, při kterém jsou užívané horní i dolní končetiny ve zkříženém vzoru, říkáme lezení (Véle, 2006).

Mezi 9. měsícem a prvním rokem dochází k vertikalizaci, dítě si začíná nakračovat a vytahuje se horními končetinami do stoje. První kroky dítě provádí při opoře horními končetinami o nábytek, který obkračuje. Až při zvládnutí stereotypu s oporou se pouští do prostoru. Prvním krokem pro samostatnou chůzi v prostoru je, pakliže dítě samostatně udělá mezikrok, když chce dojít k nové opoře. Chůze ve vertikále je možná až po zajištění vertikální kontroly nad celým tělem. V 15. měsíci hovoříme o samostatné bipedální lokomoci se souhybem horních končetin, jelikož je dítě schopno samostatné chůze i v terénu. Až kolem šestého roku života začíná chůze dítěte vypadat jako chůze dospělého (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.2 Řízení motoriky, centrální mechanismy řízení chůze

Véle (2006) považuje řízení volního pohybu jako hru mezi stimulující emocionální aktivitou (podnětem) a brzdícím racionálním podnětem (úvaha). Pokud má být pohyb koordinován, je nutná vyvážená spolupráce obou složek. Při převaze emocionální složky může dojít až k poškození systému. V případě převahy racionální složky může dojít buď ke zpomalení pohybu, nebo k jeho úplnému zastavení.

Řízení motoriky je dáno geneticky. Učením dochází k jeho vývoji v průběhu života. V souvislosti s nabýváním individuálních zkušeností jsou z nich vytvářeny hybné stereotypy (Králiček, 2011). Podle Koláře (2009) jsou motorické vzory geneticky determinované, zahrnují jednoduché reflexy i složité senzomotorické funkční vztahy. Chápeme je tak jako

standardizovanou pohybovou odpověď CNS na přesně definované podněty. Do této oblasti řadíme i chůzový automatismus.

Chůzi řadíme mezi činnosti, které nevyžadují vědomou kontrolu a mohou probíhat bez účasti mozkové kůry. Na výsledný charakter chůze má vliv každá z úrovní řízení. Autonomní úroveň zajišťuje udržování základních životních funkcí. Spinální úroveň pomocí interoreceptorů a exteroceptorů zajišťuje svalový tonus, který je pro pohyb esenciální. Na subkortikální úrovni je zajišťována adaptace organismu na vnitřní i zevní prostředí, také umožňuje orientaci v prostoru a automatizaci a kontrolu pohybu. Myšlenka, která uvede do pohybu všechny tyto mechanismy, vznikne na kortikální úrovni (Trojan et al., 2003; Holubářová & Pavlů, 2017).

Aby chůze mohla fungovat bez účasti mozkové kůry, musí existovat vzorec neuronální aktivity připravený ke spuštění. Tento vzorec označujeme jako centrální pohybový program. Generátor vzorce lokomočního pohybu je situován ve spinální míše, samostatně pro každou končetinu. Pokud jsou do činnosti zapojeny všechny končetiny, je aktivita jednotlivých generátorů vzájemně koordinována. Aby byly tyto generátory uvedeny v činnost, musí dojít k jejich aktivaci. Předpokládá se, že signál k aktivaci vydává mezencefalická lokomoční oblast, která se nachází v retikulární formaci. Toto centrum je zodpovědné nejen za spuštění generátorů lokomočního vzoru, ale určuje i charakter lokomoce (chůze, běh apod.). Přestože lokomoce není primárně reflexního původu, je pro ni aferentní signalizace z končetinových proprioreceptorů důležitá. Pokud je přerušena, dojde ke zpomalení lokomočních pohybů (Králíček, 2011; Bronstein, Brandt, Woolacott & Nutt, 2004).

To, že chůze může probíhat bez vědomé kontroly, neznamená, že nedochází k její kontrole a korekci. Dochází k multisenzorické kontrole, do které jsou zapojeny: zrak, vestibulární aparát, propiocepce i exterocepce. Pro vzpřímené držení jsou stejně důležité informace jak z hlavy, tak z páteře, pánve a z dolních končetin. Pokud se informace z jednotlivých receptorů zásadně liší, stávají se zdrojem pohybové nejistoty (Véle, 2006).

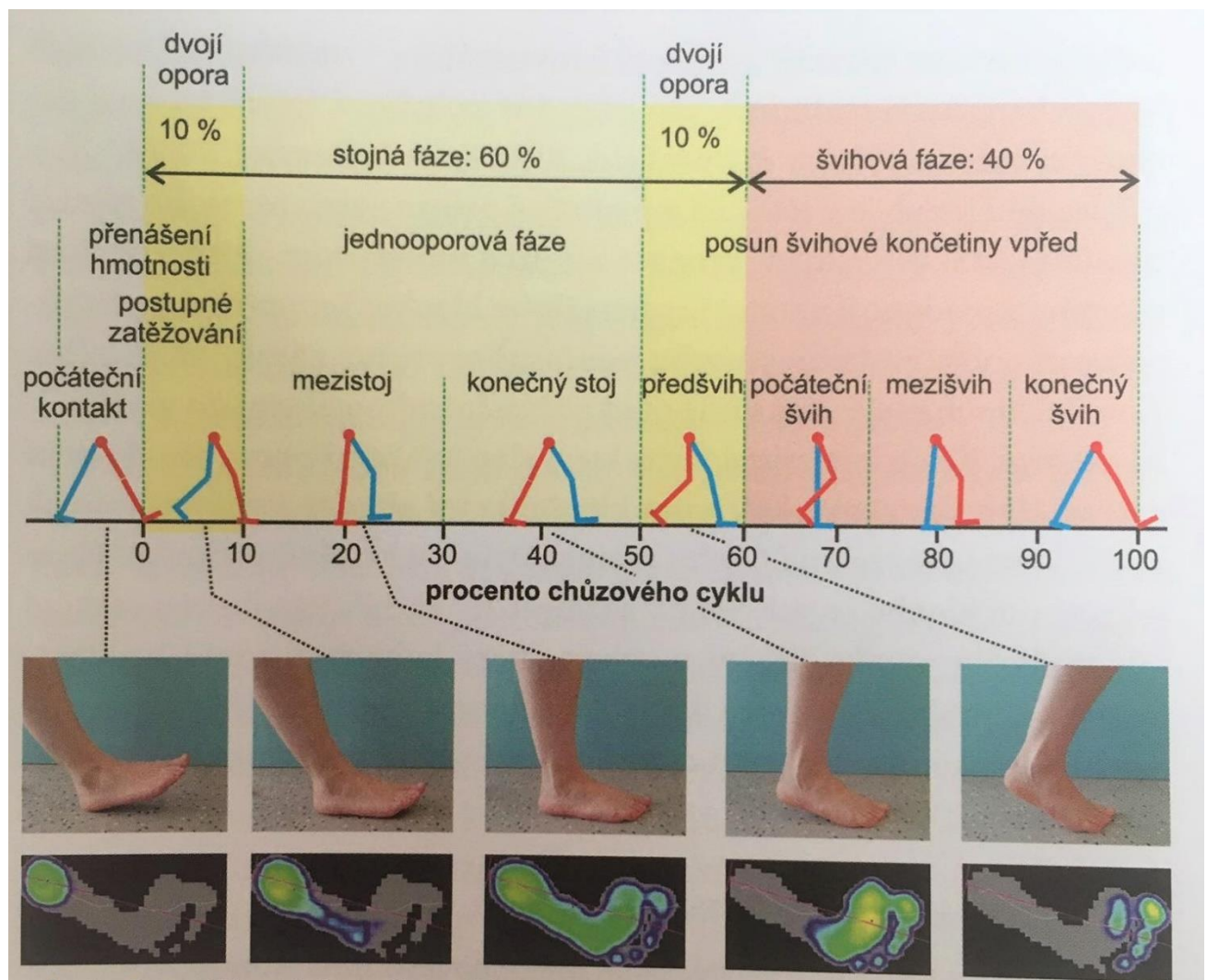
Vstupní informace jsou porovnávány s již uloženými informacemi a pomocí pyramidové nebo extrapyramidové dráhy dojde ke korekci. Senzomotorické stélky kromě změny nastavení v segmentu vstupují do senzomotorického systému a nutí tak CNS k reakci na změnu podmínek. Při měření v laboratoři probíhá snaha o naměření chůze v podobě, která je měřenému jedinci přirozená, ale i tak už díky monitorování dochází k podvědomé úpravě stereotypu chůze na subkortikální úrovni (Trojan et al., 2003; Králíček, 2011; Véle, 2006).

2.4.3 Dělení chůzového cyklu

Chůzový cyklus (Obrázek 6) se dělí na dvě fáze: stojnou a švihovou. Tyto fáze jsou definovány pro jednu dolní končetinu. Pro druhou dolní končetinu jsou shodné, ale začínají o 50 % chůzového cyklu později (Perry & Burnfield, 2010).

Stojná fáze je dále dělena na tři intervaly, které vypovídají o míře kontaktu s podložkou. Začíná kontaktem paty s podložkou a končí odlepením palce stejnostranné dolní končetiny. Od počátečního kontaktu paty se oporná báze rozšiřuje z paty na celou plantu. Tento kontakt se dynamicky během cyklu mění tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt nohy s podložkou. Z celého cyklu tvoří stojná fáze 60 % (Perry & Burnfield, 2010; Vэле, 2006).

Švihová fáze tvoří zbylých 40 % chůzového cyklu a je dělena na tři intervaly. Tato fáze začíná odlepením palce od podložky a končí dotekem paty. Na oporné DK se stojná fáze projevuje významnou aktivitou abduktorů spolu s kontralaterální aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas, které společně stabilizují pánev (Vэле, 2006).



Obrázek 6: Chůzový cyklus (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda & Jakubec, 2015)

Dělení dle Perry & Burnfield (2010):

- počáteční kontakt („initial contact“; 0–2 % GC),
- postupné zatěžování („loading response“; 2 %–12 % GC),
- mezistoj („midstance“; 12 %–31 % GC),
- konečný stoj („terminal stance“; 31 %–50 % GC),
- předšvih („preswing“; 50 %–62 % GC),
- počáteční švih („initial swing“; 62 %–75 % GC),
- mezišvih („midswing“; 75 %–87 % GC),
- konečný švih („terminal swing“, 87 %–100 % GC).

2.4.4 Fáze chůzového cyklu

První úkol, který je naložen na bedra stojné fáze, je převzetí hmotnosti celého těla. Převzetí zátěže začíná ve fázi iniciálního kontaktu nohy s podložkou, při kterém je flektován kyčelní kloub, koleno je extendováno, hlezno je v dorzální flexi a pata tlumí náraz. Pata se tak stává středem otáčení. Iniciální kontakt zahajuje stabilizační proces udržení dynamické rovnováhy. Dochází k postupnému zatěžování, hmotnost se přenáší na nakročenou dolní končetinu, dojde ke krátké plantární flexi, která umožní kontakt celého chodidla s podložkou a současně 15–20° flexi kolenního kloubu. V této chvíli se jedná o stoj s dvojí oporou, jelikož ještě nedošlo k odlepení kontralaterální dolní končetiny od podložky. V momentu, kdy dojde k odlepení kontralaterálního palce od podložky, mluvíme o takzvaném mezistoji. Mezistoj pokračuje, dokud veškerá hmotnost není přenesena nad nohu stojné DK. Přenos zatížení je umožněno zamknutím Chopartova kloubu. Střed otáčení se přesune z paty na střed hlezenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Neumannová et al. 2015; Shah, Solan & Dawe, 2020).

Předposlední fází stoje je konečný stoj, který začíná odlepením paty od podložky a končí úderem druhostranné paty do podložky. Při pohybu trupu vpřed dojde ke vzniku momentu síly, který způsobí dorzální flexi v hlezenním kloubu. Během předšvihu dochází k odlepení špičky od země a k současné flexi kolenního i kyčelního kloubu s dorzální flexí v hlezenním kloubu. Odvíjení planty klade zvýšené nároky na plantární flexory, které konají excentrickou kontrakci. V této fázi můžeme mluvit o počínajícím odrazu a postupném přenášení hmotnosti na

druhostrannou DK (Perry & Burnfield, 2010; Neumannová et al. 2015; Stöckel, Jacksteit, Behrens, Skripitz, Bader & Mau-Moeller, A., 2015).

Počáteční švih trvá od odrazu palce po úplné odlepení chodidla, dojde k ukončení kontaktu nohy s podložkou a je dosaženo maximální plantární flexe. Od tohoto momentu po vertikální postavení tibie mluvíme o mezišvihu. V průběhu této fáze dochází k přechodu mezi zrychlením a zpomalením pohybu. Dolní končetina se přesune dopředu. Pro další pokračování pohybu je nezbytná extenze v kolenním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Navazuje konečný švih, který končí dopadem chodidla a začátkem dalšího GC. Těsně před koncem švihové fáze je kolenní kloub v maximální extenzi (Perry & Burnfield, 2010; Neumannová et al. 2015; Shah, Solan & Dawe, 2020).

2.5 Kalceotika

Kalceotika je obor, který se zabývá zhotovením a aplikací pomůcek pro nemocné nohy a snaží se technicky řešit vrozené a získané vady nohou dětí a dospělých. Mezi takovéto pomůcky řadíme například ortézy, ortopedickou obuv a ortopedické vložky do bot. Důležitými parametry pro tvorbu těchto pomůcek jsou komfort, mobilita, stabilita, snížení bolestivosti a prevence zhoršení stavu (Černý, 2008; Záhumenský & Rádl 2007; Selucký & Přikryl, 2011).

V historii nebylo samozřejmostí, že si každý mohl dovolit obuv, a není se tedy čemu divit, že se nedbalo na individuální potřeby jedince. Kromě zlepšení nabídky materiálů na výrobu obuvi došlo s vývojem technologií k rozvoji postupů pro vyšetřování nohy i zhotovení pomůcek. Dnes je používáno dělení ortopedické obuvi na jednoduchou, složitější a velmi složitou. Toto členění vychází z náročnosti výroby obuvi. Za velmi složitou obuv je považována obuv vytvářená na zakázku (Černý, 2008; Záhumenský & Rádl 2007; Selucký & Přikryl, 2011).

2.5.1 Vhodná obuv

Hlavní funkcí obuvi (pokud nebereme v potaz specializovanou obuv – například lezeckou nebo taneční) by měla být ochrana nohy v závislosti na terénu. Vhodně zvolená obuv by neměla nohu omezovat a měla by jí umožnit fyziologický pohyb při chůzi. To znamená, že by měla umožnit volný pohyb prstů, odvíjení planty a odraz prsty od podložky. Bota by měla být dostatečně měkká, aby bylo možné ji ohnout všemi směry. Drop boty (rozdíl ve výšce mezi

patou a prsty) by měl být nulový. Již malý podpatek vede ke změněnému zapojení svalů, ke zvýšenému zatížení MTP (metatarsophalangeálních) kloubů a má vliv na držení celého těla (zvětšení flexe KOK, varózní postavení KOK během počátečního stoje, prohloubení bederní lordózy a zvýšení protrakce ramen). Chůze v obuvi bez vyvýšené paty umožňuje noze nižší aktivitu m. TA (musculus tibialis anterior) a m. PL (m. plantaris longus), (Lewitová, 2016; Annoni, Mapelli, Sidequersky, Zago & Sforza, 2014; Di Sipio et al., 2018; Nguyen, Harris, Morelli & Tsai, 2021; Franklin & Gray, 2018; Malisoux, Gette, Chambon, Urhausen & Theisen, 2017).

Dále by bota měla být pevně uchycena k noze. Při použití obuvi s volnou patou dojde ke zkrácení stojné fáze, změně zatížení chodidla a větší plantární flexi při pokládání nohy na podložku (Zhang, Paquette & Zhang, 2013).

2.5.2 Ortopedické vložky

Ortopedické vložky se zásadně liší charakterem v rozsahu od bandáží nohy po ortézu nohy. Jsou užívány z mnoha důvodů, souhrnně můžeme říct, že jejich hlavní funkcí je zlepšení mechanické funkce nohy (Černý, 2008). I v běžně dostupné sportovní obuvi je z pravidla stélka konstruována tak, aby bylo chodidlo podloženo pod celou plochou. Tato konstrukce by měla umožnit rovnoměrnou distribuci zátěže i při běhu a předejít zhroucení klenby a vzniku úrazů. Existuje mnoho výrobců těchto stélek, kteří pro výrobu využívají široké spektrum materiálů. Ortopedické stélky jsou ale zdravotnickým prostředkem a jejich výběr a použití je voleno individuálně pro každého jedince (Fong, Lue, Chung, Chu & Yung, 2020).

Ortopedické stélky jsou určeny k dlouhodobému používání (více než 12 týdnů), musí být tedy vyráběny tak, aby bylo možné je pravidelně měnit za nové, aby opotřebením nedošlo ke změně funkce. Dlouhodobým užívaným individuálních stélek lze například u běžců eliminovat bolestivé stavy nohou a úrazy vznikající při běhu, bez nutnosti zásadně snížit tréninkovou zátěž (Hadraba, 2006; Hirschmüller et al., 2011).

Najdeme ale i práce, které efekt dlouhodobého užívání stélek zpochybňují. Whittaker et al. (2018) uvádí minimální efekt u krátkodobého užívání a žádný signifikantní efekt u dlouhodobého užívání.

Historicky byly stélky považovány pouze za preventivní opatření proti vzniku plochonoží. K terapii plochonoží u dětí jsou nadále s dobrými výsledky používány, ale navíc se využívají i pro široké spektrum dalších obtíží. Stélky se osvědčují např. při prevenci pádů u

seniorů, funkční a proprioceptivní stélky využíváme u neurologických onemocnění, jsou konstruovány také stélky k redukci bolesti u revmatických onemocnění, a posturální stélky používáme ke korekci postury (Mendes et al., 2020; Reina-Bueno et al., 2019; Jafarnezhadgero, Madadi-Shad, Alavi-Mehr & Granacher, 2018).

Příkladem užití posturální stélky je využití laterálního klínu ke snížení addukčního momentu v kolenním kloubu u pacientů a artrózou nebo užití mediálního klínu u běžců, u kterých byla při běhu zaznamenána nadměrná pronace hlezna (Ulrich, Hoffmann, Jolles & Favre, 2020; Braga et al., 2019).

Prokázaným efektem správně aplikovaných stélek (prefabrikovaných nebo individuálně vyráběných) je snížení rizika úrazů (až o 28 %), a to především únavových zlomenin (až o 41 %), naopak není potvrzeno snížení rizika poranění měkkých tkání. Jednou z příčin snížení rizika úrazu je snížení variability pohybu nohy (Bonanno et al., 2017; Jamali, Forghany, Bapirzadeh & Nester, 2019).

Sejmutí podkladu pro výrobu stélky se provádí staticky podografem, pedobarografem, pomocí sádrových obinadel nebo dynamicky otiskem plosky do plastického materiálu uloženého ve speciálním sandálu, či využitím digitálních metod. Mezi tyto metody patří: sejmutí rozložení tlaku na plošce pomocí snímače umístěného v botě nebo snímání elektronickou podložkou či chodníkem (Černý, 2008).

V dnešní době lze k výrobě stélek na míru využít i 3D tisku, které využívá dvě hlavní metody: selektivní laserové slinování a výrobu taveného vlákna. K výrobě jsou využívány jak flexibilní termoplastické elastomery, tak rigidní materiály obsahující karbonová vlákna. Uvádí se, že 3D tisk do budoucna může být krokem k urychlení výroby ortézy či stélky, protože by mohl být k dispozici i lékařům. Přístroje by měly zvládat automatické nastavení na základě skenu nohy. Došlo by tak u méně komplikovaných případů k vynechání mezikroku při domluvě s ortotikem. Samotná výroba však naráží na některé etické potíže, jelikož pro postupné zpřesnění analýzy a následné výroby jsou data dále zpracovávána distributory přístrojů (Phillips et al., 2019, Wang et al., 2020).

2.5.2.1 Dělení ortopedických vložek

Ortopedické stélky můžeme dělit na sériově vyráběné, individuálně vyráběné a sériově vyráběné s možností úpravy. Individuálně vyráběné stélky jsou efektivnější z hlediska cílené korekce biomechanických parametrů nohy a umožňují přesnější zacílení na individuální

problém jedince. Nejvýznamnější rozdíly byly zaznamenány ve frontální rovině v kolenním a hlezenním kloubu (Bonanno et al., 2017; Chicoine et al., 2021).

Podle funkce dělíme ortopedické vložky na aktivní a pasivní. Pasivní se vyznačují pevnými strukturami, které slouží ke korekci chodidla či jako opora (například v běžné sportovní obuvi jsou vložky konstruovány, aby sloužily jako opora mediální a příčné klenby). Aktivní stélky zpravidla využívají mechanického dráždění plosky prostřednictvím dynamických prvků (kulička, polštářek). Dráždění chodidla má navodit vyšší připravenost nohy přizpůsobit se změně podmínek. Aktivní vložky mohou fungovat také tak, že nohu nastaví takovým způsobem, aby výsledná poloha stimulovala zapojení určitých svalů. Stimulace je možná buď tlakem na šlachy, nebo protažením svalu, jehož aktivitu chceme vyvolat (Eun, Chachan & Lee, 2020; Wegener et al., 2016; Kerkhoff et al., 2016).

Jednou z variant dynamických stélek je například stélka se dvěma komunikujícími polštářky plněnými vzduchem. Funguje na principu změn tlaku vzduchu mezi komorami a dochází k opoře i masáži plosky. Užití této stélky je výhodné k terapii plantární fascitidy (Eun, Chachan & Lee, 2020). Dalším příkladem aktivních stélek jsou stélky vibrující. Vychází z předpokladu, že pokud noze poskytneme jistou stabilní úroveň vjemů, zvýšíme její připravenost reagovat na změnu terénu. Při jejich aplikaci však nebyl prokázán významný efekt (Hatton et al., 2013). Aktivní stélky, které dodávají noze vjem nepravidelně, naopak mají prokazatelný efekt sníženého rizika pádů u seniorů (Aboutorabi et al., 2015).

Podle tuhosti použitých materiálů a podle struktury vložek dělíme vložky na: hladké, texturované, tuhé a měkké. Tyto parametry pracují se změnou sensorického feedbacku z oblasti chodidla (Murley, Landorf, Menz & Bird, 2009a). Jedním z příkladů texturovaných stélek jsou stélky pokryté plastovými/gumovými hroty. Tento typ stélek lze využít u lidí, u nichž je nějakým způsobem zasažena senzitivita. Jejich krátkodobé nošení vede ke zlepšení rovnováhy a odlehčení přetěžovaných ploch chodidla (Hatton et al., 2013). Zlepšení rovnováhy umožňují tuhé stélky, protože přenášejí větší množství informací z nohy pro naši CNS. Tuhé stélky jsou proto doporučovány pro seniory (Aboutorabi et al., 2015).

Z hlediska velikosti se zhotovují stélky pro celou plosku nebo vložky zkrácené. Do kategorie zkrácených vložek spadají podpatěnky, různé typy mediálních a laterálních klínů a klínků pod patu (Černý, 2008; Murley, Landorf, Menz & Bird, 2009a).

2.5.3 Senzomotorické stélky

Senzomotorické stélky jsou v souvislosti s nohou užívány u širokého spektra obtíží. Tradiční koncepty pracují s mechanickým efektem stélek pro úpravu biomechaniky nohy. Jiný náhled na problematiku využívá změnu aktivace svalů nohy prostřednictvím úpravy vjemů, které z plošky získává CNS (Klein et al., 2021; Griffon, Vie, Weber & Jammes, 2020).

Aplikace senzomotorických stélek vede k úpravě informací získávaných z receptorů uložených ve svalech, šlachách a kloubních pouzdech. Se změnou nastavení pozice v kloubech se mění i rozložení zátěže a aktivita participujících svalů. Senzomotorické stélky jsou individuálně přizpůsobovány a podle indikace mohou působit facilitačně i inhibičně. Aplikace stélek umožňuje, aby se do chůze zapojily málo používané části nohy. Stélky umožňují nastavení rovnoměrné zátěže chodidla. Změna nastavení nohy se projevuje i ve vyšších segmentech těla (Eldin et al., 2018; Griffon, Vie, Weber & Jammes, 2020).

Výroba individuálních senzomotorických stélek začíná důkladnou analýzou chůze. V první fázi jsou do boty aplikovány zkušební peloty (Obrázek 7), které jsou podle potřeby postupně přidávány ortopedickým technikem. Následně jsou peloty do boty nalepeny a překryty krycím materiálem. Chůze je opakovaně vyhodnocována, dokud se klient ve spolupráci s technikem nedopracuje k žádané korekci (Obrázek 8), (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011; Griffon, Vie, Weber & Jammes, 2020).



Obrázek 7. Jednotlivé patní peloty zkušební sady tak, jak jsou postupně umisťovány do obuvi (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).



Obrázek 8. Jednotlivé fáze individuální úpravy senzomotorických stélek: analýza chůze, dokumentace nohy, zkušební stélka, testování, péče o stélku (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).

Retrokapitální peloty korigují předonoží a jeho prostřednictvím i nastavení celé DK do rotace podle toho, na kterou stranu je pelota klopena. Mediální pelota redukuje u nohy pronaci a rotuje DK dovnitř. Existuje šest typů pelot: patní, prstní a boční (každá má dvě varianty náklonu). Patní peloty jsou používány ke korekci calcaneu. Změna jeho nastavení má vliv na rotaci celé DK a na nastavení křivek páteře. Aplikací prstních pelot lze docílit relativního snížení calcaneu vůči předonoží, což napomáhá protažení a relaxaci plantárních flexorů. Typické užití prstních pelot je u nadměrné chůze po špičkách. Mediálním či laterálním klopením prstní peloty lze ovlivnit pronačně-supinační nastavení předonoží. Boční peloty jsou užívány k úpravě rotace DK (Fischer, 2008).

Pro dosažení nejlepšího efektu je vhodné aplikování stélek doplnit o rehabilitaci, jejíž součástí bude působení na senzomotorický systém.

2.5.4 Indikace senzomotorických stélek

Mezi vhodné indikace senzomotorických stélek patří: neoptimální nastavení nohy do rotace, chůze po špičkách, změněné napětí svalů nohy (zvýšené/snížené), deformity nohy, paretické poruchy nohy s částečně zachovanou funkcí a některé komplikace vznikající při sportu (například tibiální stresový syndrom), (NovaPED sensosystem, Schein Orthopedic, 2011).

Butterfield a Tomaro (1995) poukazují na prokazatelný efekt stélek ke snížení rizika opakovaných úrazů po traumatech hlezenního kloubu u sportovců. Braga et al. (2019) zkoumali vliv mediálního klínu u běžců s nadměrnou pronací a varozitou nohy. Nadměrná pronace u nich zvyšuje vnitřní rotaci kolene a addukci s vnitřní rotací u kyčelního kloub. V důsledku tohoto nastavení narůstá riziko tibiálního stresového syndromu a úrazů DK. Aplikace mediální peloty snížila everzi hlezna a snížila exkurze pohybu v transverzální rovině pro kolenní a kyčelní kloub (Baur, Hirschmüller, Müller & Mayer, 2011).

Eldin, ElSayed, Abdulah & Abdalla (2018) uvádí, že aplikace laterální boční peloty vede ke snížení bolestivosti u mediální osteoartrózy kolenního kloubu. Ve svém výzkumu hodnotí vliv peloty na proprioceptivní vnímání prostřednictvím dynamometru. Probandi, kterým kromě rehabilitačního cvičení byla aplikována pelota, dosahovali lepších výsledků než probandi, kteří po dobu výzkumu pouze cvičili. Fischer, Ulrich, Hoffmann, Jolles & Favre (2018) při měření dosahovali podobných výsledků. Hodnotili zároveň, jaký vliv má délka peloty na flekční a addukční moment v kolenním kloubu. Délka peloty neměla zásadní vliv na flekční moment, ale vliv na addukční moment měla. Středně dlouhé a dlouhé peloty způsobovaly snížení addukčního momentu.

2.6 Senzomotorický systém

Svět vnímáme prostřednictvím smyslů. Už od dětství se učíme o pěti základních smyslech: zrak, chuť, čich, hmat a sluch. Tyto vjemy vnímáme prostřednictvím takzvaných exteroceptorů (oči, uši, kůže, ústa a nos). Kromě nich však máme i dva další typy receptorů: proprioceptory a interoceptory. Prostřednictvím interoceptorů získáváme informace z vnitřních orgánů těla. Proprioceptory přenášejí informace z kloubů, vazů a svalů a dodávají mozku informace k uvědomění pohybu, polohy a nastavení těla (Kaya, Yosmaoglu & Doral, 2018; Smith, 2011).

Somatosenzorický systém se skládá ze senzoričkových receptorů, senzoričkových neuronů v periferních strukturách a z hlubších neuronů v kortikálních strukturách, zahrnuje kožní čítí a propiocepci. Senzomotorický systém funguje na principu hierarchického uspořádaní. Informace přijaté ze senzoričkého systému prostřednictvím aferentních drah jsou zpracovávány ve vyšších nervových etážích. Pokyny k provedení pohybu vznikají v asociačnících oblastech mozkové kůry spolu s limbickým systémem, bazálními ganglii, mozečkem a thalamem (Kaya, Yosmaoglu & Doral, 2018; Králíček, 2004).

2.7 Kinematická analýza pohybu

Snaha o analýzu pohybu z hlediska kinematiky byla poprvé zaznamenána na poli uměleckém. Známými osobnostmi na tomto poli jsou například Aristoteles a Leonardo Da Vinci. Pohyb segment po segmentu poprvé zaznamenal jako sekvenci snímků Edward Muybridge. Jeho dílem byla sekvence znázorňující běžícího koně, již inspiroval i moderní divadelní představení Národního divadla Human Locomotion. Kinematická analýza se kromě pohybu jednotlivých segmentů a analýzy orientace segmentů zaměřuje i na analýzu změny úhlu v kloubech, rychlost a zrychlení segmentů. Tato měření jsou prováděna ze dvou nejčastějších důvodů. Prvním z nich je snaha zacílit konkrétní terapii individuálnímu klientovi, druhým je pokusit se stanovit „normální“ parametry pro jednotlivé pohyby, například pro chůzi. (Chèze, 2014; Abbass & Abdulrahman, 2013).

Pro zaznamenání pohybu je používáno současně několika (minimálně dvou) kamer z různých směrů, z nichž každá zaznamenává dvojrozměrný obraz. Triangulací dat z jednotlivých záznamů jsme schopni vytvořit 3D model sledovaného pohybujícího se objektu (Janura et al., 2012).

2.7.1 Optoelektronické systémy

Optoelektronické systémy při měření převážně využívají markery (plastové kuličky obalené v reflexním materiálu). Tyto markery jsou umístěny na jasně definované anatomické struktury segmentů (tak, aby neomezovaly pohyb), které jsou důležité pro co nejpřesnější zaznamenání pohybu. Pohyb snímají kamery, jejichž čočky jsou obklopeny diodami, které emitují červené až infračervené záření. Toto záření se odrazí od povrchu markerů a je následně detekováno prostřednictvím filtrů na kamerách. Aktuálně nejvyužívanější systém k zaznamenávání pohybu

je Vicon Motion System (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie), (Chèze, 2014; Schlagenhaut, Sreeram & Singhose, 2018).

Před měřením nejprve dochází ke kalibraci systému. Do systému jsou zadány známé vzdálenosti mezi konkrétními markery, tak získáme měřítko pro převod mezi skutečnou a obrazovou soustavou souřadnic. Přesto je nutno při měření počítat s určitou chybovostí. Například soustavná chyba vzniká při pohybu kůže a podkoží po vnitřních vazivových a kostěných strukturách (umístění markeru proto přesně neodpovídá kostěné struktuře, na kterou byl aplikován ve výchozím postavení), (Janura et al., 2012).

Pro rozvoj technologií, které zaznamenávají pohyb těla, jsou zásadní nejen pokroky vytvořené s vědeckými účely, ale také technologie vytvořené pro užití v zábavním průmyslu. Příkladem je Kinect vytvořený tvůrci počítačových her k animaci přirozeněji působících postav. Schlagenhaut, Sreeram a Singhose (2018) porovnávali užití Vicon Motion System s Kinect. Z výsledku jejich práce vyplývá, že Kinect slibuje podobnou spolehlivost měření jako Vicon Motion System při pohybech prováděných na místě, dokud odklon sagitální roviny pozorované osoby od kamery nepřekoná 60°.

Mezi optoelektronické systémy spadají i systémy, které nevyužívají markery. Perrott, Pizzari, Cook & McClelland (2017) prováděli měření, při němž srovnávali Vicon Motion System se systémem, který nevyužívá markery (Organic Motion, New York, USA). Výsledky obou měření byly srovnatelné pro pohyb dolních končetin na místě, lišila se data při měření pohybu trupu.

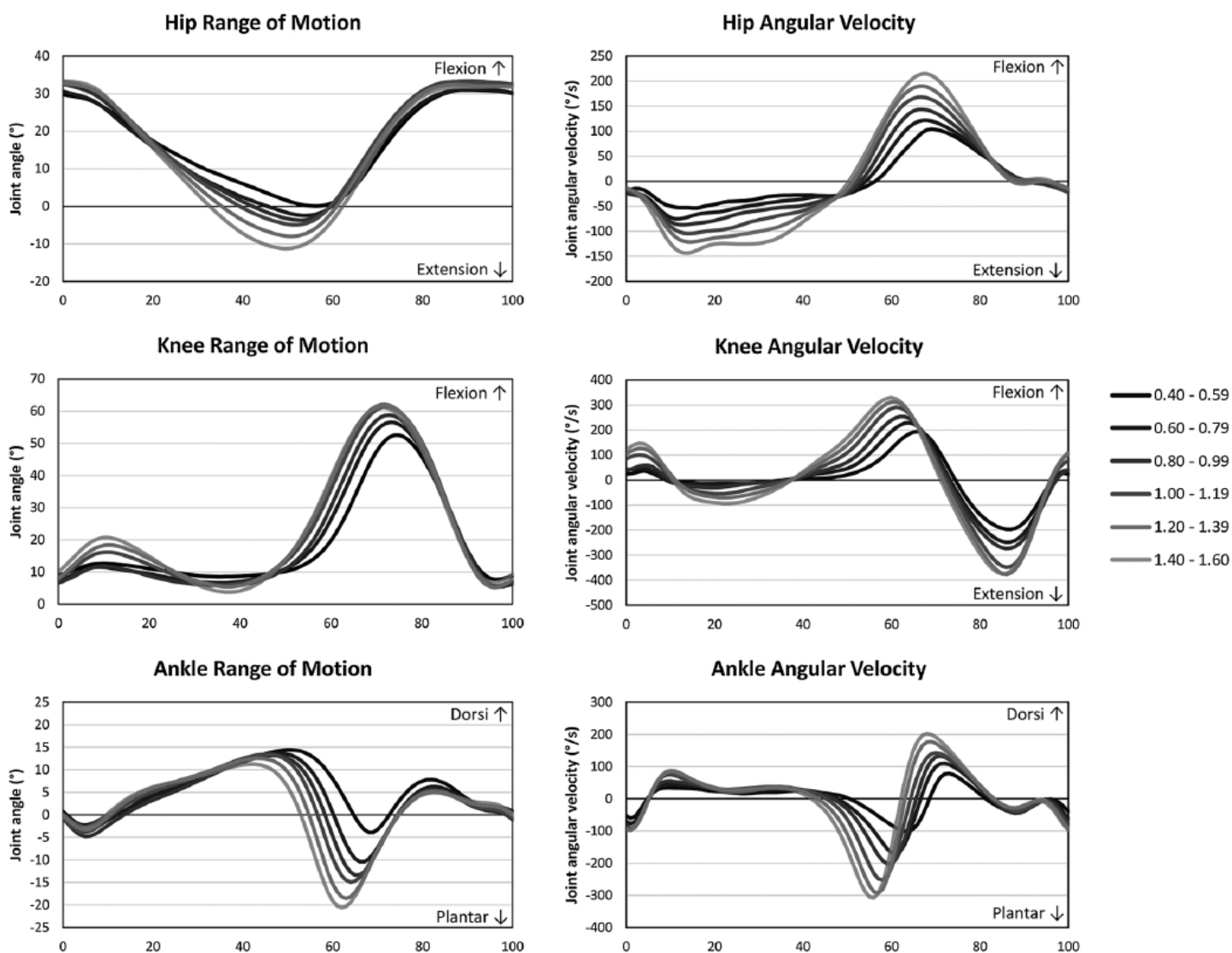
2.7.2 Využití inerciálních senzorů a relativního úhlového zrychlení

K měření a hodnocení parametrů chůze se v dnešní době používá řada měřicích přístrojů od zmiňovaných optoelektronických přístrojů po různé typy snímacích podložek. Pořád mají však svou výhodu přístroje drobné, levné a mobilní. Jedním z potenciálně použitelných a běžně dostupných inerciálních senzorů je akcelerometr.

Použitím akcelerometru k hodnocení chůze spolu s kontrolním elektrogoniometrem se zabývali Djurić-Jovičić, Jovičić & Popović (2011). Užití akcelerometru s sebou nese obtíže, které vedou k nepřesnostem. Aby hodnoty byly co nejpřesnější, umisťovali akcelerometry na laterální stranu dolní končetiny spolu s goniometry, čímž se snažili dosáhnout co nejmenšího zkreslení. Končetiny se však ve svých kloubech nepohybují pouze v jedné ose, a proto při pohybu dochází mírnému pohybu upevněných přístrojů, a tedy ke zkreslení dat. Autoři uvádí,

že použití akcelerometrů je dostatečně přesné (odchylka do 5°) při použití na hlavních kloubech pro hodnocení v sagitální rovině.

Spolehlivost užití akcelerometru při měření v sagitální rovině (Obrázek 9) potvrzuje také Mentiplay et al. (2018), který vyjadřuje názor, že hlavní důvod, proč tato metoda není běžně užívaná v praxi, je, že nejsou stanoveny normy pro jednotlivé klouby při různých rychlostech chůze. Jako doklad přikládají srovnání úhlů a úhlové rychlosti kolenního, kyčelního a hlezenního kloubu v sagitální rovině při různé rychlosti chůze. Měření prováděli prostřednictvím Optitracku (trojdimenzionální systém analýzy pohybu), s použitím 13 kamer. Popisují pro jednotlivé křivky jejich typické vrcholy. V závislosti na rychlosti chůze se nemění tvar křivek, ale čím vyšší je rychlost chůze, tím vyšší jsou vrcholy křivek. Vrcholy křivek se pro kyčelní kloub pro flexi při hodnocení úhlové rychlosti vyskytují ve fázi postupného zatěžování, předšvihu (40–80 % GC) a následně pro extenzi během konečného švihu (80–100 % GC). Pro kolenní kloub se vrcholy vyskytují během postupného zatěžování, konečného stoje, švihu a konečného švihu. Pro hlezenní kloub se vrcholy nachází ve fázích postupného zatěžování, mezistoje, konečného stoje, předšvihu a mezišvihu. Stanovení těchto vrcholů považují v hodnocení za zásadní pro posouzení spasticity a schopnosti hodnocení dynamické síly svalů jednotlivých kloubů.



Obrázek 9. Relativní úhly a úhlové rychlosti kolenního, kyčelního a hlezenního kloubu v sagitální rovině při různě rychlosti chůze. Osa X vyjadřuje procenta GC. (Mentiplay et al., 2018)

Chen, Xu, Wang & Zhang (2016) pro hodnocení chůze využili monitor rozložení zatížení planty a triaxiální goniometr integrovaný v tomto zařízení, které přenášelo data o pohybu v reálném čase ke zpracování. Jelikož je zařízení bezdrátové, umožňuje dlouhodobější sběr dat i mimo laboratorní podmínky (například tréninkové prostředí). Kombinací obou součástí zařízení lze snadno přiřadit data odpovídající změnám ve zrychlení ke konkrétní fázi chůzového cyklu. Cílem práce bylo prokázat možnost pozorování pravidelného vzorce ve změnách úhlové rychlosti, a tak i celkového hodnocení kvality chůze. Autoři uvádí, že tato metoda je k hodnocení chůzového vzoru validní a použitelná a může úspěšně sloužit i identifikaci jednotlivých fází chůzového cyklu. Přesnost metody uvádí přibližně 94 %. Měření probíhalo u

zdravých jedinců a u jedinců s osteoartritidou a zaměřovalo se především na symetrii chůze s ohledem na možnost predikce pádů. Hlavní chybu měření, jak uvádějí sami autoři, způsobilo samotné zařízení, jehož aplikace vedla k úpravě chůzového stereotypu.

Nott, Zajac, Neptune & Kautz (2010) uvádí, že úhlové zrychlení v jednotlivých kloubech dolních končetin hraje roli v úhlovém zrychlení trupu a v souvislosti s tím i s rovnováhou.

3. Cíle a výzkumné otázky

3.1 Hlavní cíl

Porovnat vliv individuální mediální patní peloty na relativní úhly a relativní úhlovou rychlost vybraných segmentů dolních končetin při chůzi.

3.2 Dílčí cíle

1. Posoudit vliv chůze s individuální mediální patní pelotou na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kyčelním kloubu ve třech anatomických rovinách.
2. Posoudit vliv chůze s individuální mediální patní pelotou na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kolenním kloubu ve třech anatomických rovinách.
3. Posoudit vliv chůze s individuální mediální patní pelotou na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v hlezenním kloubu ve třech anatomických rovinách.

3.3 Výzkumné otázky

1. Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kyčelním kloubu ve třech anatomických rovinách?
2. Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kolenním kloubu ve třech anatomických rovinách?
3. Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v hlezenním kloubu ve třech anatomických rovinách?

4. Metodika

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Měření se zúčastnilo celkem 16 probandů ve věku $22,9 \pm 3,5$ let, z toho 8 mužů a 8 žen. Jednalo se o studenty Univerzity Palackého v Olomouci. Probandi byli předem seznámeni s účelem a průběhem studie a podepsali informovaný souhlas s možností kdykoli z výzkumu odstoupit (Příloha 1). Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 2). Do studie byli zařazeni pouze jedinci, kteří neměli akutní bolesti pánve a dolních končetin, neurologické onemocnění, výrazné deformity nohou a prstů, neprodělali v minulosti operaci v oblasti pánve a dolních končetin, neprodělali závažný úraz nervového ani pohybového systému a netrpí závažnou vrozenou vadou nervového ani pohybového systému. Případná omezení byla zjišťována pomocí dotazníku (Příloha 3). V našem výzkumném souboru měli všichni probandi dominantní pravou dolní končetinu.

4.2 Organizace sběru dat

4.2.1 Vstupní vyšetření

Vyšetření bylo provedeno vždy týměž fyzioterapeutem. Skládalo se z antropometrického měření délky dolních končetin (vzdálenost spina iliaca anterior superior – malleolus medialis měřená krejčovským metrem), šířky kolenního kloubu (vzdálenost epicondylus medialis femoris – epicondylus lateralis femoris měřená posuvným měřidlem) a šířky hlezenního kloubu (vzdálenost malleolus medialis – malleolus lateralis měřená posuvným měřidlem). Všechny hodnoty byly naměřeny pro obě dolní končetiny.

Účastníci prováděli test lateralitly dolních končetin kopnutím míče na bránu. Pro zpracování výsledků a prezentaci byla použita dominantní dolní končetina.

Dále byla změřena výška a hmotnost probandů. Informace ze vstupního vyšetření byly zaznamenávány do vyšetřovacího protokolu (Příloha 4). Na základě velikosti nohy byla vybrána velikost základní stélky testovací sady Velcro od NovaPED sensosytem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) tvrdosti a Shore 30 a vhodná velikost sportovní obuvi Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Švýcarsko), ve které proband absolvoval měření. Umístění pelot na základní stélku pomocí suchého zipu bylo určeno fyzioterapeutem na základě palpáce kostěných struktur dle metodiky Fishera

(2008) a Weissera (2016 in Lastovička, Klein & Janura, 2018). Toto umístění pelot bylo zakresleno do vyšetřovacího protokolu pro účely opakovaného měření.

4.2.2 Průběh měření

Měření se uskutečnila v prostorách laboratoře chůze na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. K záznamu kinematických dat byl použit optoelektronický systém kamer Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) při frekvenci snímání 200 Hz. Reflexní markery o průměru 14 mm byly umístěny na každého probanda vždy stejnou osobou na předem lokality na kůži a obuvi podle modelu six-degrees-of-freedom (6DOF). Anatomické markery byly umístěny na velkých předních a zadních pánevních spinách, mediálních a laterálních kondylech femuru, mediálních a laterálních malleolech a na distálních hlavičkách prvního a pátého metatarzu. Pro sledování pohybu segmentů dolních končetin byly použity clustery (anatomicky tvarované plastové destičky) se čtyřmi fixně umístěnými markery, pro sledování pohybu nohy byly markery umístěny na botě. Před měřením každého probanda byla provedena kalibrace systému Vicon Vantage.

Dále bylo provedeno nahrání statického záznamu probanda ve stoji s DKK na šíři pánve. Po odlepení kalibračních markerů proběhlo měření chůze se základní stélkou a následně po aplikaci mediální patní peloty. Před měřením s pelotou absolvoval proband pětiminutovou chůzi, aby se stihl na pelotu adaptovat. Pro každou podmínku bylo zaznamenáno 8 úspěšných pokusů. Celková doba měření činila přibližně 60 minut.

4.2.3 Analýza a statistické zpracování dat

Úhlové parametry byly hodnoceny v rámci jednoho chůzového cyklu a normalizovány na 101 datových bodů. V programu Vicon Nexus 2.8x (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) byly značky zrekonstruovány a označeny. Jednotlivé fáze chůzového cyklu byly označeny manuálně. Takto zpracovaná data byla exportována do programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, Spojené státy americké), kde byly po aplikaci příslušného modelu dopočítány úhlové parametry a po normalizaci vyexportovány pro statistické zpracování. Výstupy ze zpracování dat byly úhlové parametry pohybu zadonoží vůči tibii, tibie vůči femuru a femuru vůči trupu ve všech anatomických rovinách v průběhu celého chůzového cyklu za podmínek chůze se základní stélkou a s přidáním mediální patní peloty.

Pro statistické zpracování celých kinematických křivek byla použita metoda analýzy vektorových polí statistické parametrické mapování s využitím knihovny `spml` pro programovací jazyk Python 3.8. Pro ověření normálního rozložení dat byl použit test D'Agostino-Pearson K2. Jelikož data neměla normální rozložení, byla použita neparametrická verze statistického parametrického párování (SnPM). Pro posouzení rozdílů mezi podmínkami byla použita SnPM verze t-testu na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

5. Výsledky

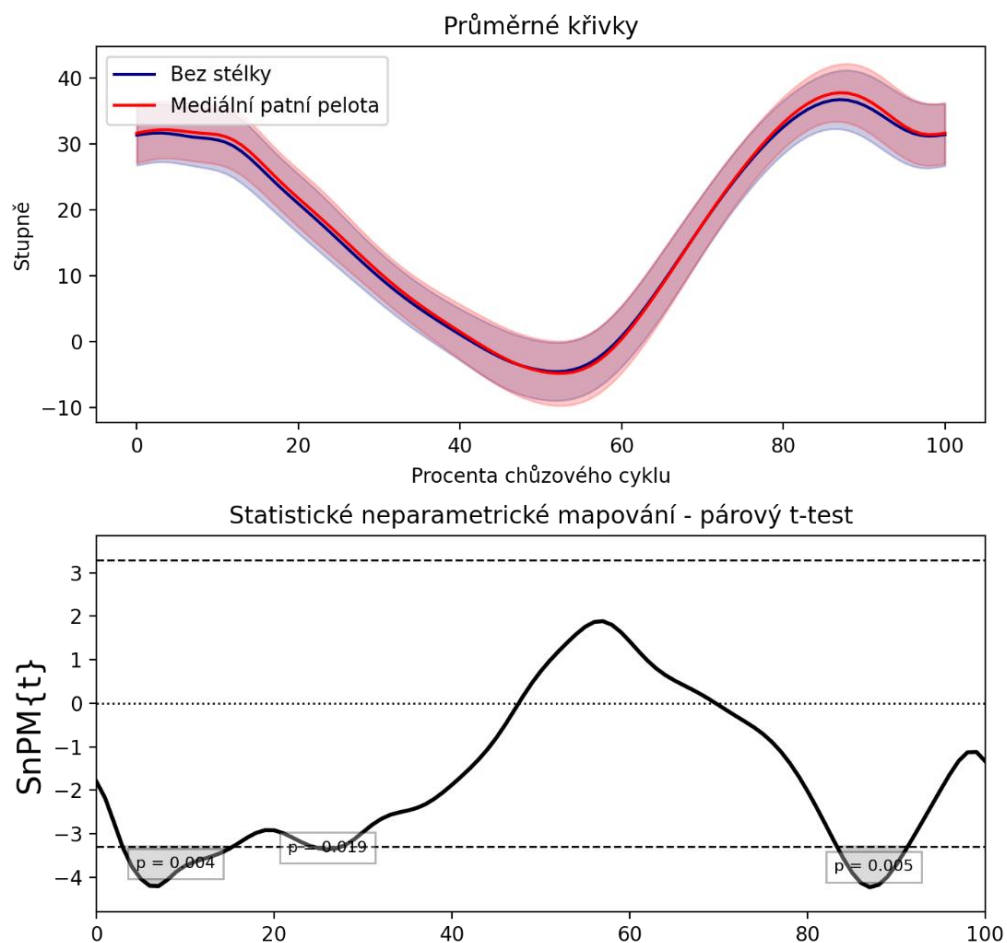
5.1 Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v kyčelním kloubu

Výzkumná otázka č. 1: Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kyčelním kloubu ve třech anatomických rovinách?

5.1.1 Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X)

Aplikace mediálních patních pelot vedla v sagitální rovině (Obrázek 10) ke zvětšení flexe v kyčelním kloubu, a to konkrétně ve fázi iniciálního kontaktu ($p = 0,004$), ve druhé polovině mezistoje ($p = 0,019$) a ve fázi konečného švihu ($p=0,005$).

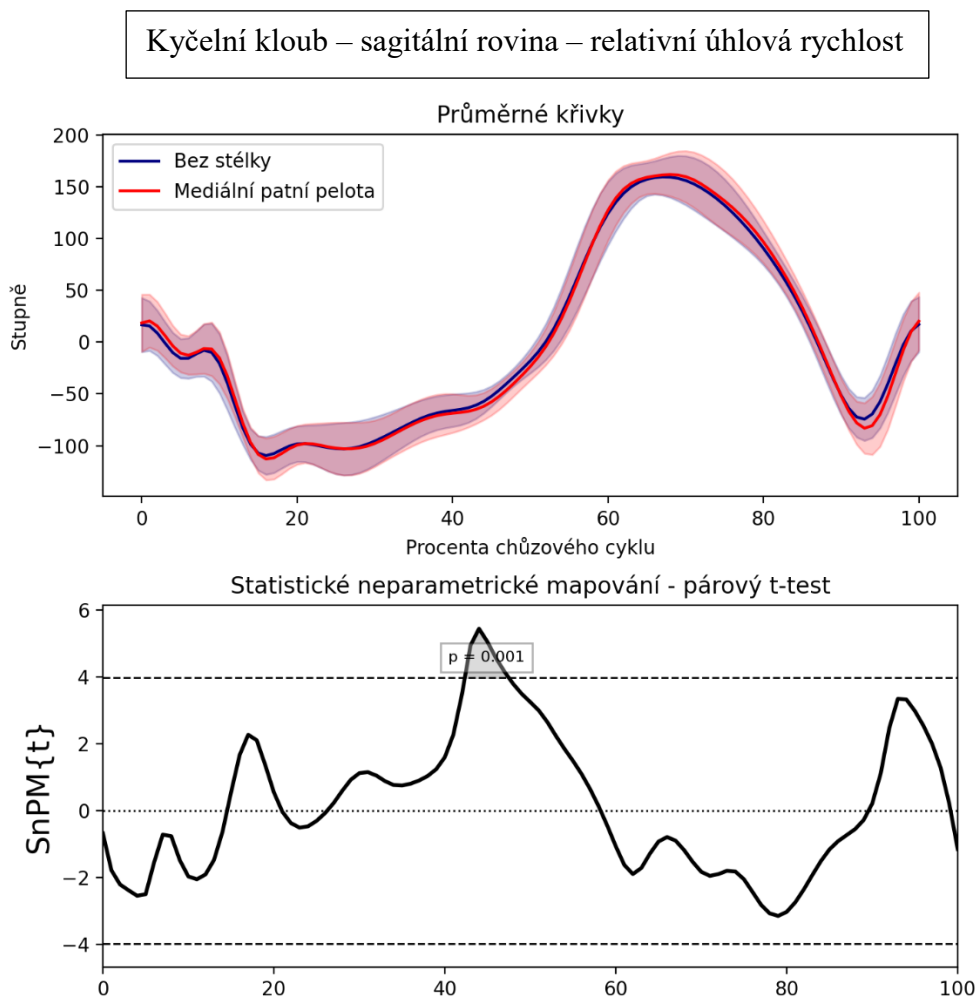
Kyčelní kloub – sagitální rovina



Obrázek 10. Grafické znázornění pohybu v kyčelním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají flexi.

5.1.2 Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)

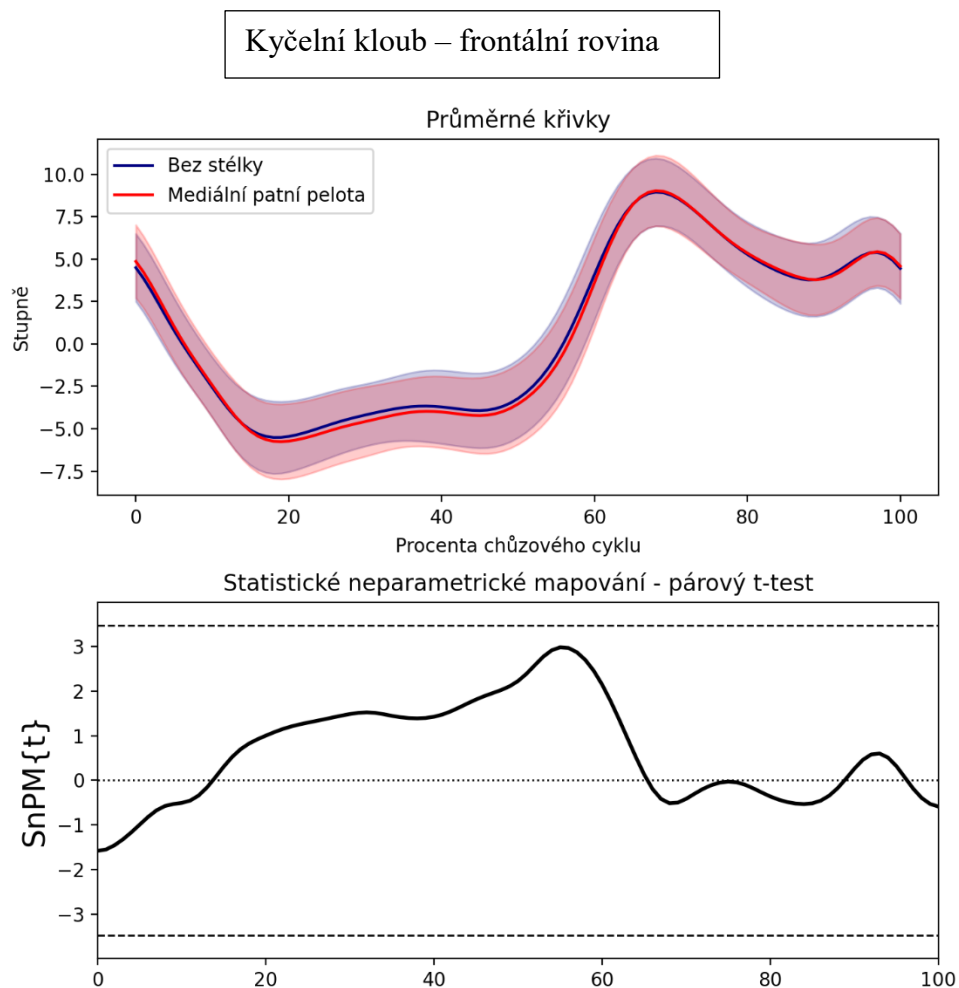
Na počátku pohybu v kyčelním kloubu dochází k nárůstu rychlosti do extenze, tento pohyb postupně zpomaluje a následně po 50 % GC dochází ke změně rychlosti odpovídající pohybu do flexe (Obrázek 11). Pohyb do flexe zrychluje do 60 % GC, při aplikaci mediální patní peloty je rychlost flexe vyšší ($p = 0,001$). Zhruba od 60 % GC lze zaznamenat změnu rychlosti, která odpovídá z počátku zpomalení pohybu do flexe a následně kolem 85 % GC zrychlení do extenze.



Obrázek 11. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kyčelním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez peloty a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají flexi.

5.1.3 Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y)

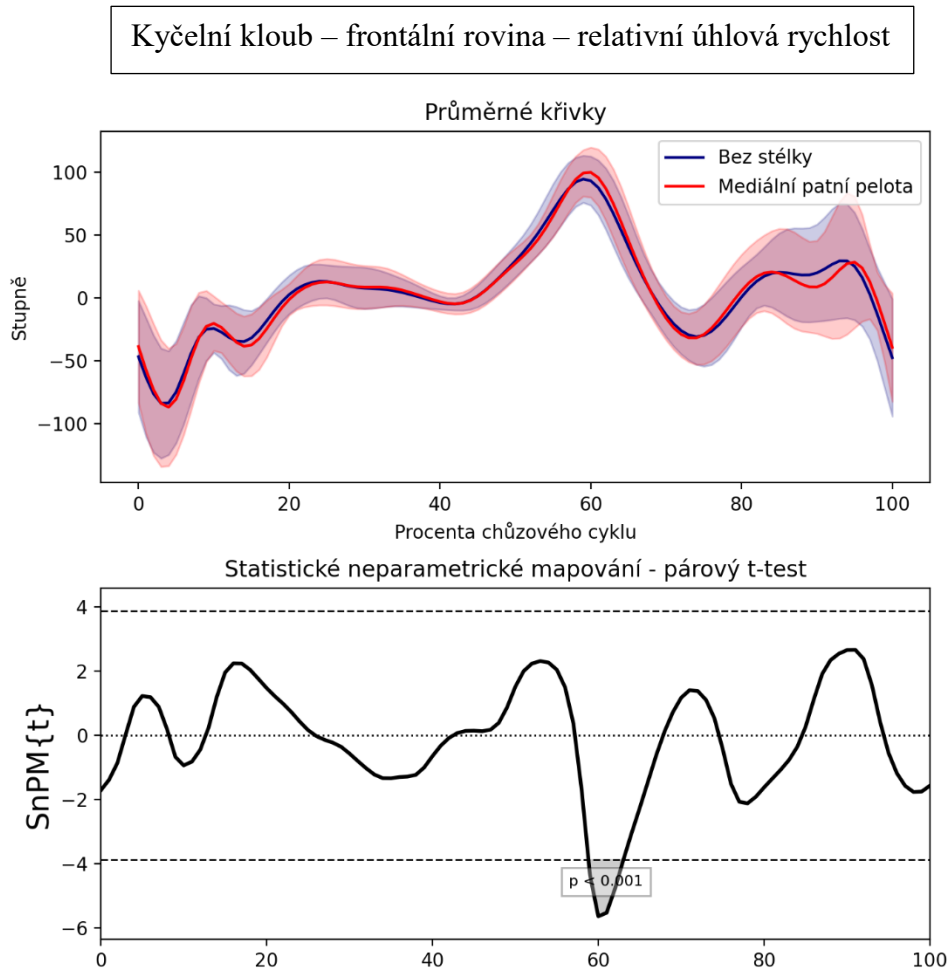
Ve frontální rovině (Obrázek 12) nedošlo při aplikaci mediální patní peloty ke statisticky významné změně v rozsahu pohybu nebo ke změně maximálních hodnot abdukce a addukce.



Obrázek 12. Grafické pohybu v kyčelním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez peloty a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají abdukci.

5.1.4 Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)

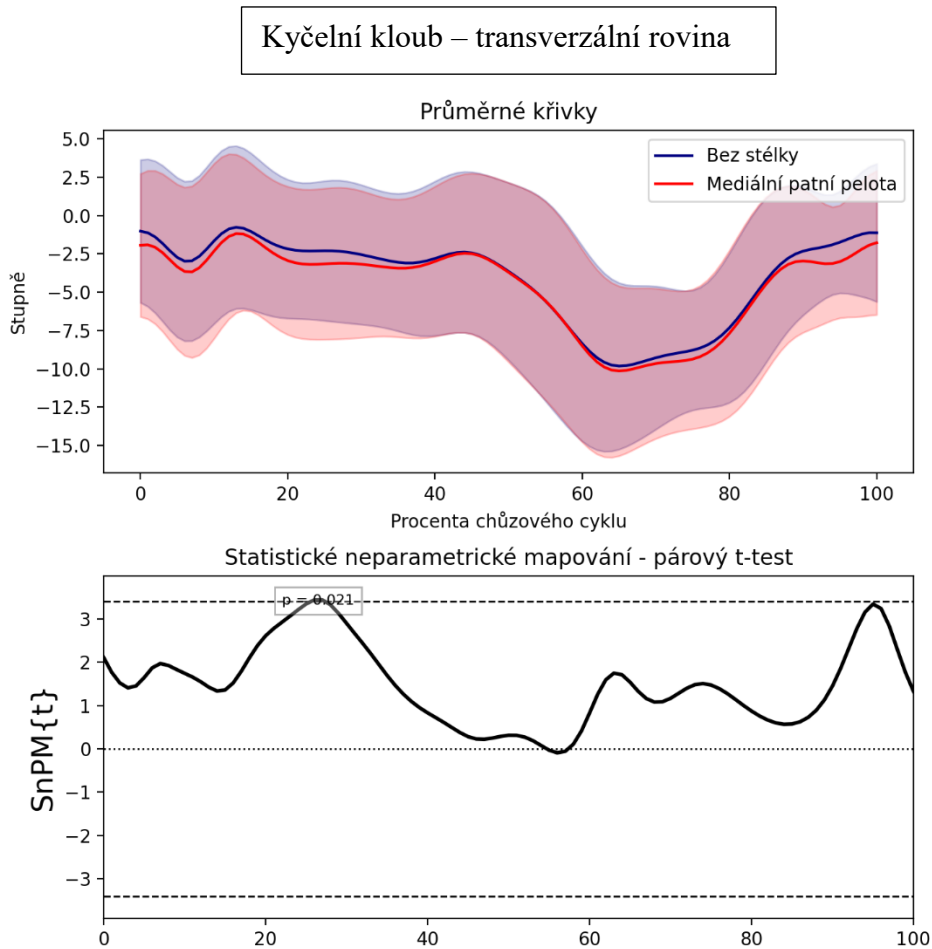
Největší změny relativní úhlové rychlosti v kyčelním kloubu v transverzální rovině (Obrázek 13) se nachází mezi 40 a 60 % GC, tedy na konci stojné a na začátku švihové fáze kroku. Zde dochází i k vyššímu nárůstu rychlosti ($p < 0.001$) do abdukce při aplikaci mediální patní peloty. Mezi 60 a 70 % GC dochází ke zpomalení pohybu do abdukce a následně zrychlení do addukce.



Obrázek 13. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kyčelním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez peloty a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají abdukci.

5.1.5 Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)

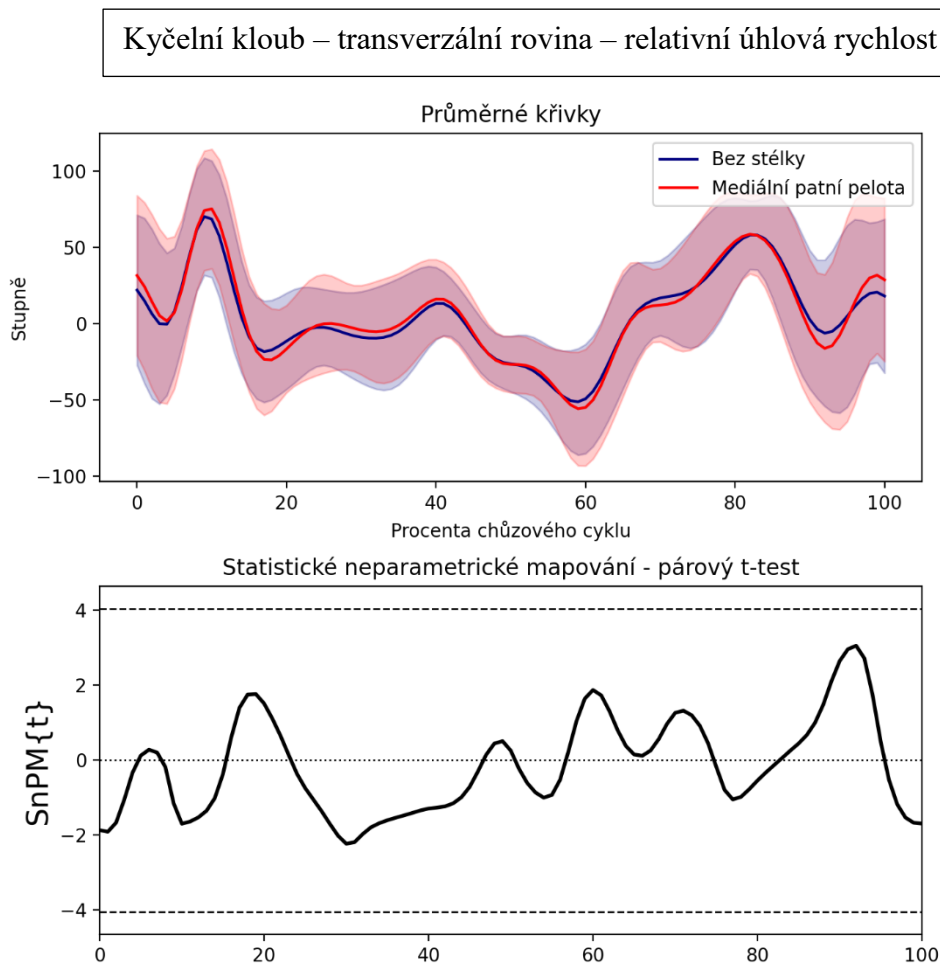
V transverzální rovině (Obrázek 14) došlo při aplikaci stélky k mírnému omezení vnitřní rotace, které dosahuje hladiny statistické významnosti zhruba v polovině stojné fáze ($p = 0,023$).



Obrázek 14. Grafické znázornění pohybu v kyčelním kloubu během jednoho GC v transverzální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají vnitřní rotaci.

5.1.6 Změny relativní úhlové rychlosti v transverzální rovině (Z)

Změna relativní úhlové rychlosti poměrně odpovídá změnám relativního úhlu. Na počátku stejné fáze můžeme také zaznamenat nejprve rychlý nástup vnitřní rotace s následným zpomalením pohybu a okolo 10 % GC pohyb přechází do zevní rotace. Během švihové fáze také dojde k rychlému nástupu vnitřní rotace, ta mezi 80 a 90 % GC zpomalí a následně je vystřídána zevní rotací. Na základě relativní úhlové rychlosti však nedojde k dosažení hladiny statistické významnosti u dat naměřených s mediální patní pelotou.



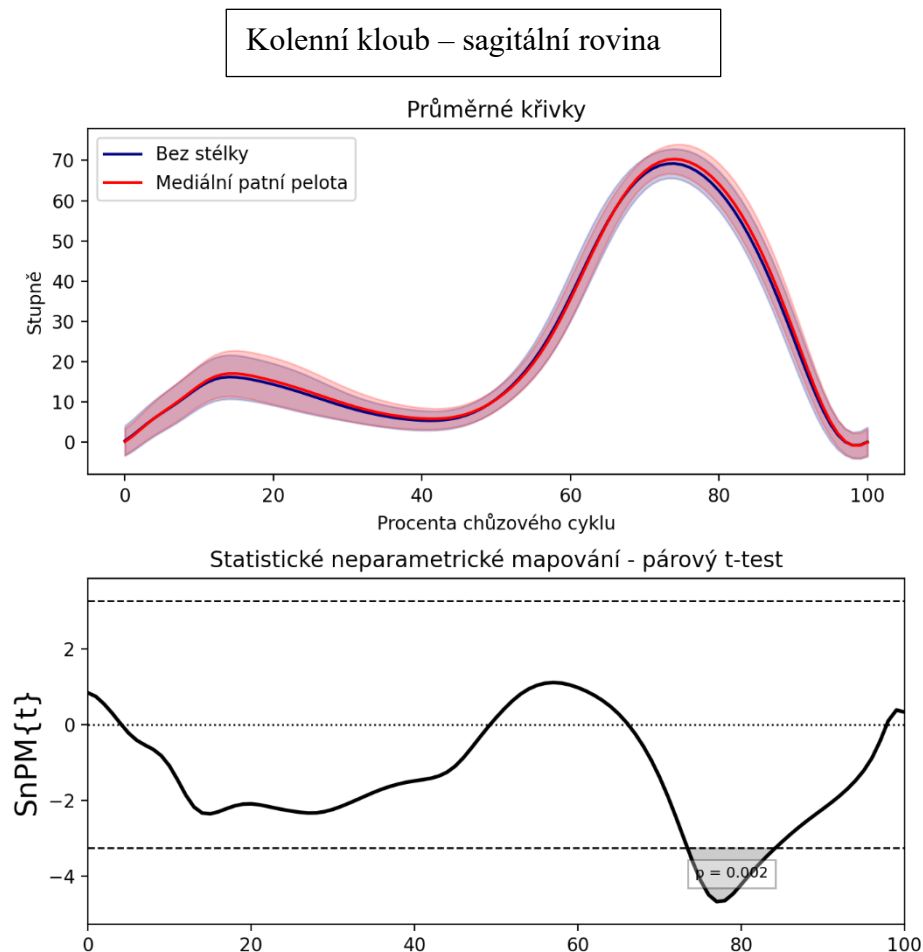
Obrázek 15. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kyčelním kloubu během jednoho GC ve transverzální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají vnitřní rotaci.

5.2 Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v kolenním kloubu

Výzkumná otázka č. 2: Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v kolenním kloubu ve třech anatomických rovinách?

5.2.1 Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X)

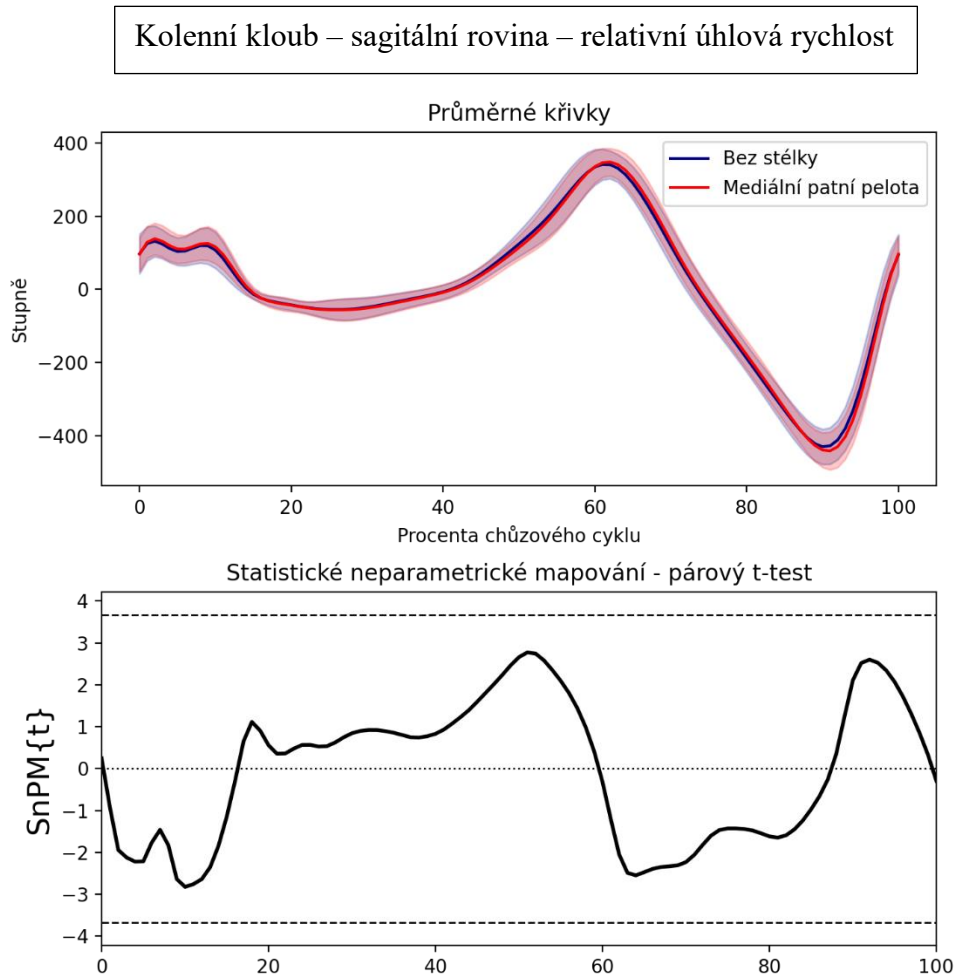
V sagitální rovině (Obrázek 16) vidíme přechod z mírně flektovaného kolene po dopadu paty do téměř plné extenze a následně ve fázi mezišvihů nastane maximální flexe (cca 60 °). Během mezišvihů dochází při aplikaci mediální patní peloty k vyšší flexi ($p = 0,002$).



Obrázek 16. Grafické znázornění pohybu v kolenním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají flexi kolenního kloubu.

5.2.2 Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)

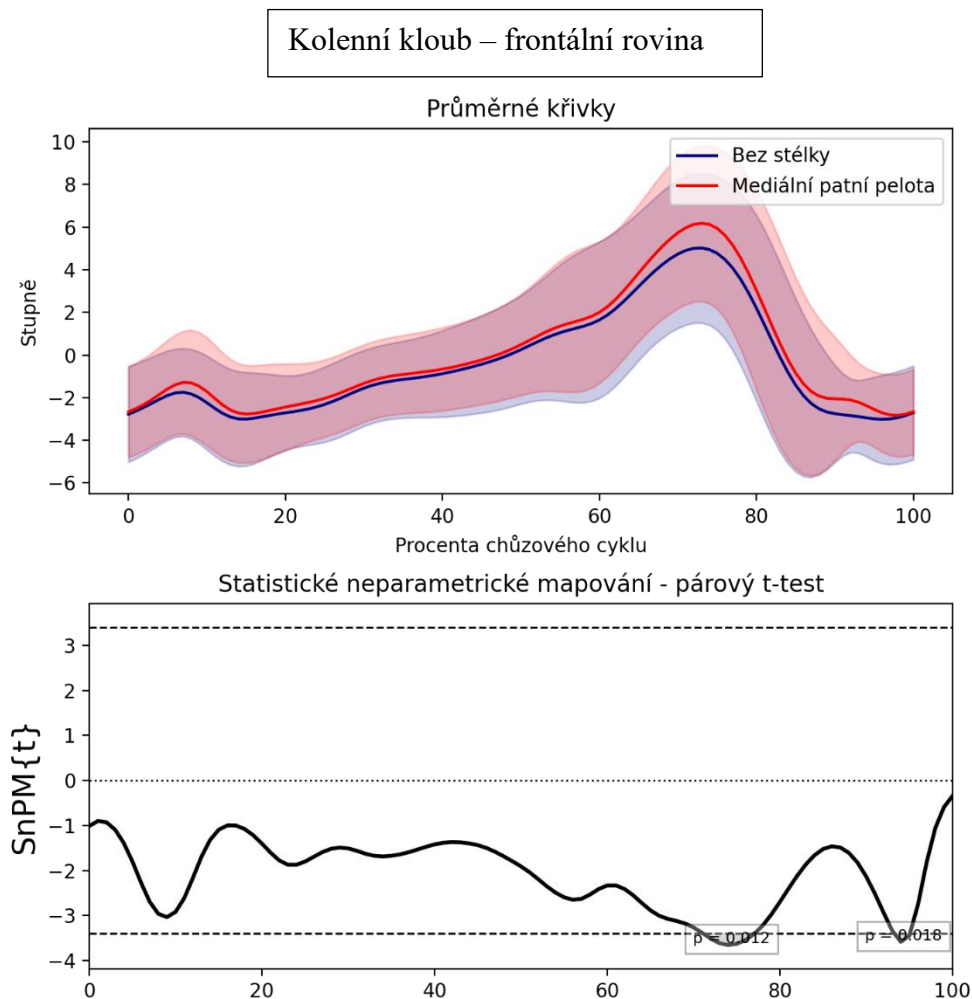
Změny relativní úhlové rychlosti jsou v kolenním kloubu v sagitální rovině (Obrázek 17) patrné při pohybu do flexe – mezi 40 a 60 % GC dojde ke zrychlení pohybu do flexe, po 60 % GC dojde ke zpomalení pohybu do flexe a mezi 75 a 90 % GC dochází ke zrychlení směrem do extenze. Na základě naměřených hodnot nejsou u tohoto parametru patrné významné rozdíly při použití mediální patní peloty.



Obrázek 17. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kolenním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty odpovídají pohybu do flexe.

5.2.3 Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y)

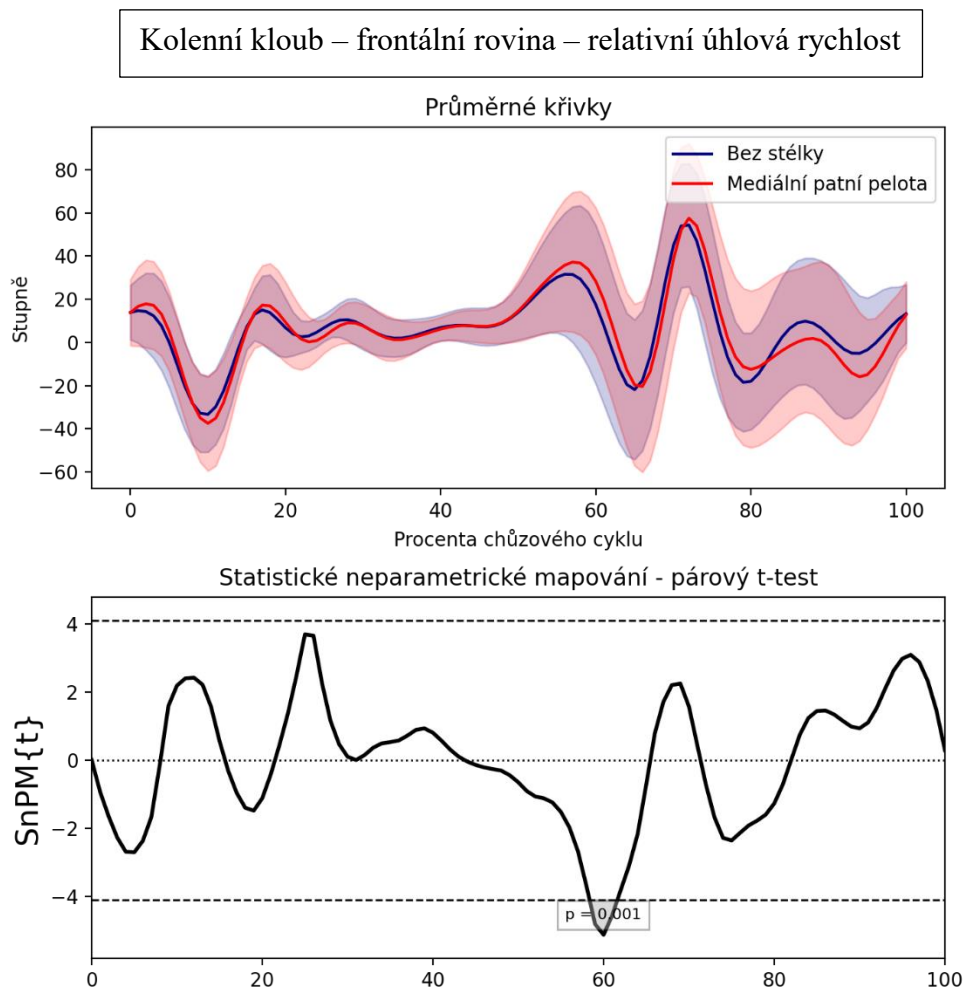
Ve frontální rovině (Obrázek 18) dochází k postupné abdukci mezi 10 a 70 % GC, mezi 70 a 85 % GC přechází abdukce do addukce. Během počátečního švihů dochází při užití mediální patní peloty k větší abdukci v kolenním kloubu ($p = 0,012$). K větší abdukci kolenního kloubu dochází při aplikaci peloty také ve fázi konečného švihů ($p = 0,019$).



Obrázek 18. Grafické znázornění pohybu v kolenním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají abdukci kolenního kloubu.

5.2.4 Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)

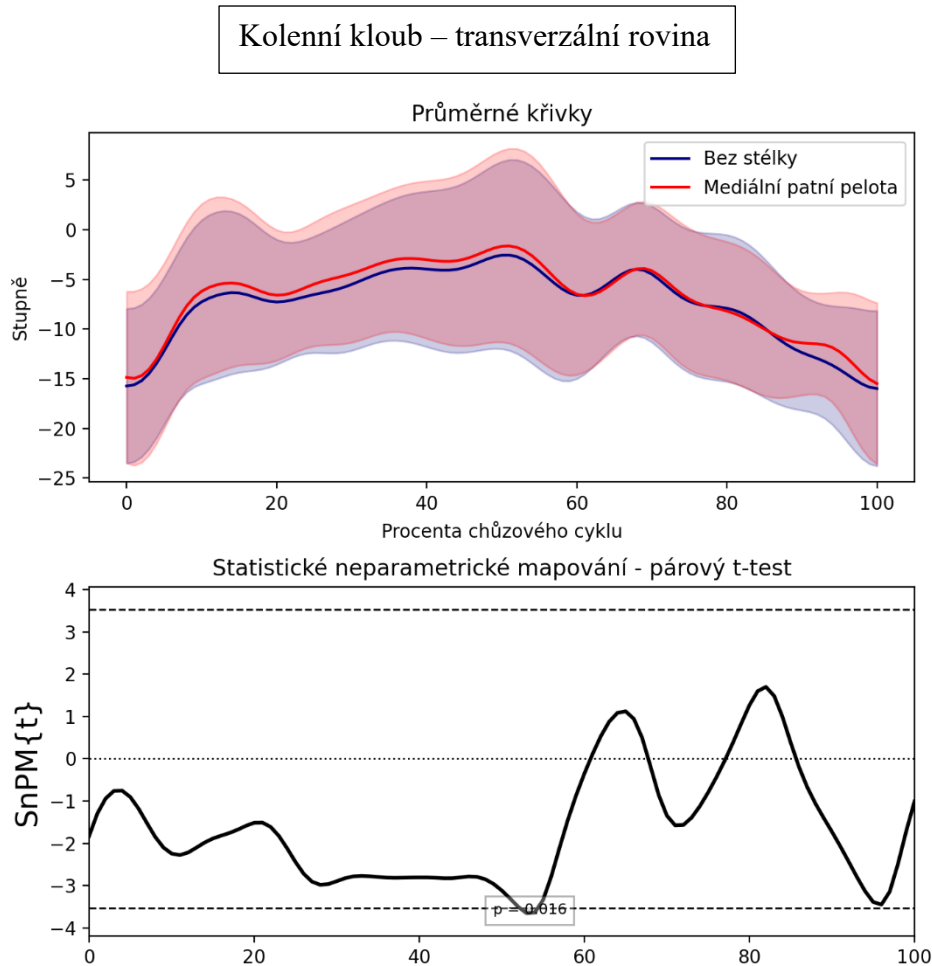
Největší změny relativní úhlové rychlosti (Obrázek 19) nastávají na počátku chůzového cyklu, kde dochází ke zrychlení směrem do addukce, poté mezi 50 a 60 % GC ke krátkému zrychlení do abdukce. V 60 % GC dochází k nárůstu rychlosti směrem do addukce, která je při užití mediální patní peloty nižší ($p = 0,001$).



Obrázek 19. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kolenním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají abdukci kolenního kloubu.

5.2.5 Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)

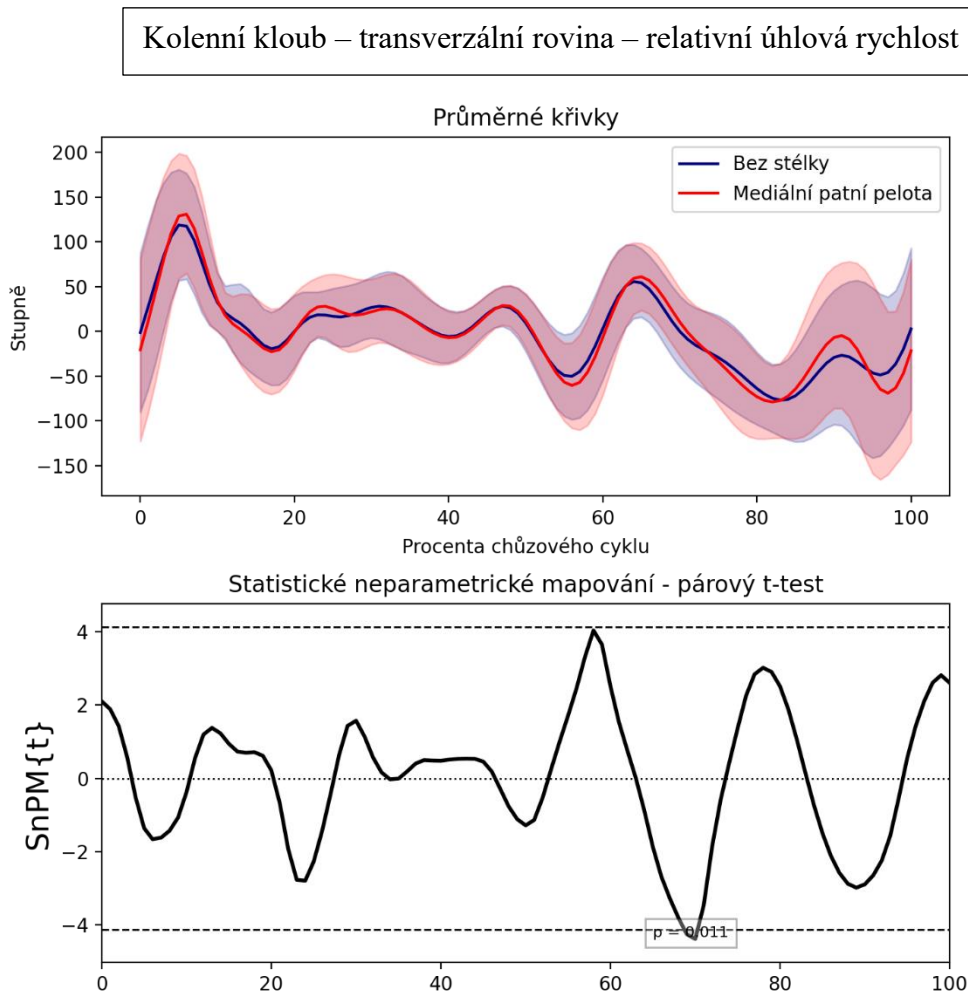
V transverzální rovině (Obrázek 20) dochází do 50 % GC k postupnému nárůstu vnitřní rotace, nejstrměji roste do 10 % GC. Okolo 55 % GC je při aplikaci peloty patrná větší vnitřní rotace ($p = 0,016$). V druhé polovině cyklu dochází k nárůstu zevní rotace.



Obrázek 20. Grafické znázornění pohybu v kolenním kloubu během jednoho GC v transverzální rovině bez peloty a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají vnitřní rotaci.

5.2.6 Změny relativní úhlové rychlosti v transversální rovině (Z)

V transversální rovině v kolenním kloubu (Obrázek 21) pozorujeme rychlý pohyb do vnitřní rotace od počátku do 10 % GC, poté dochází k relativnímu ustálení kolem neutrální pozice v kloubu a mezi 50 a 65 % dojde ke změně rychlosti poukazující na přechod do zevní rotace vystřídané vnitřní rotací. Během počátečního švihů (od 60 % GC) dochází nejprve k nárůstu rychlosti do vnitřní rotace a následně kolem 70 % GC narůstá rychlost do zevní rotace. Při aplikaci mediální patní peloty je nárůst zevní rotace rychlejší ($p = 0,011$).



Obrázek 21. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v kolenním kloubu během jednoho GC v transversální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty odpovídají pohybu do vnitřní rotace.

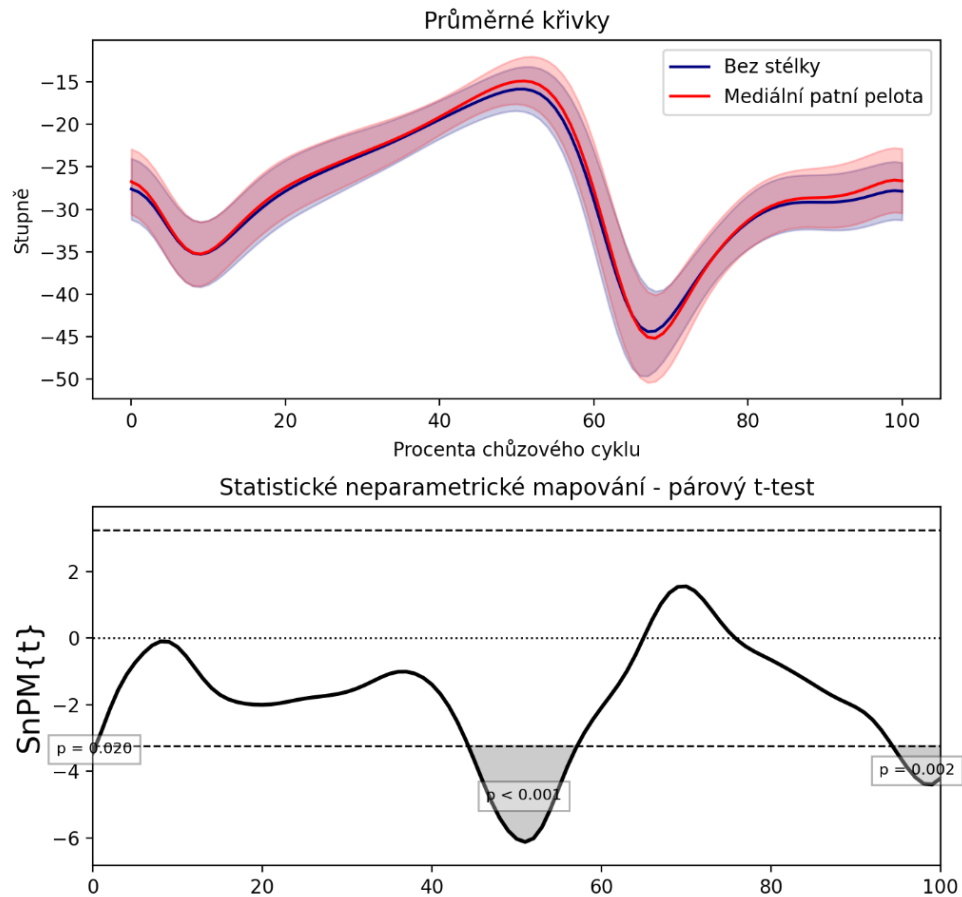
5.3 Porovnání sledovaných úhlových parametrů chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami v hlezenním kloubu

Výzkumná otázka č. 3: Jaký je vliv individuální mediální peloty na relativní úhel a relativní úhlovou rychlost v hlezenním kloubu ve třech anatomických rovinách?

5.3.1 Změny relativního úhlu v sagitální rovině (X)

Při kontaktu dolní končetiny s podložkou dojde nejprve k plantární flexi v hlezenním kloubu, následně se postupně prohlubuje dorzální flexe. Mezi 55 a 68 % GC dochází ke strmému nárůstu plantární flexe. V průběhu švihové fáze se hlezenní kloub pohybuje zpět do dorzální flexe, jeho poloha se blíží neutrálnímu postavení. Během odrazu dochází ke statisticky významně vyšší dorzální flexi při aplikované mediální patní pelotě ($p < 0,001$). Ke statisticky významnému rozdílu (zvětšení dorzální flexe při aplikaci peloty) dochází také během počátečního kontaktu nohy s podložkou ($p = 0,002$).

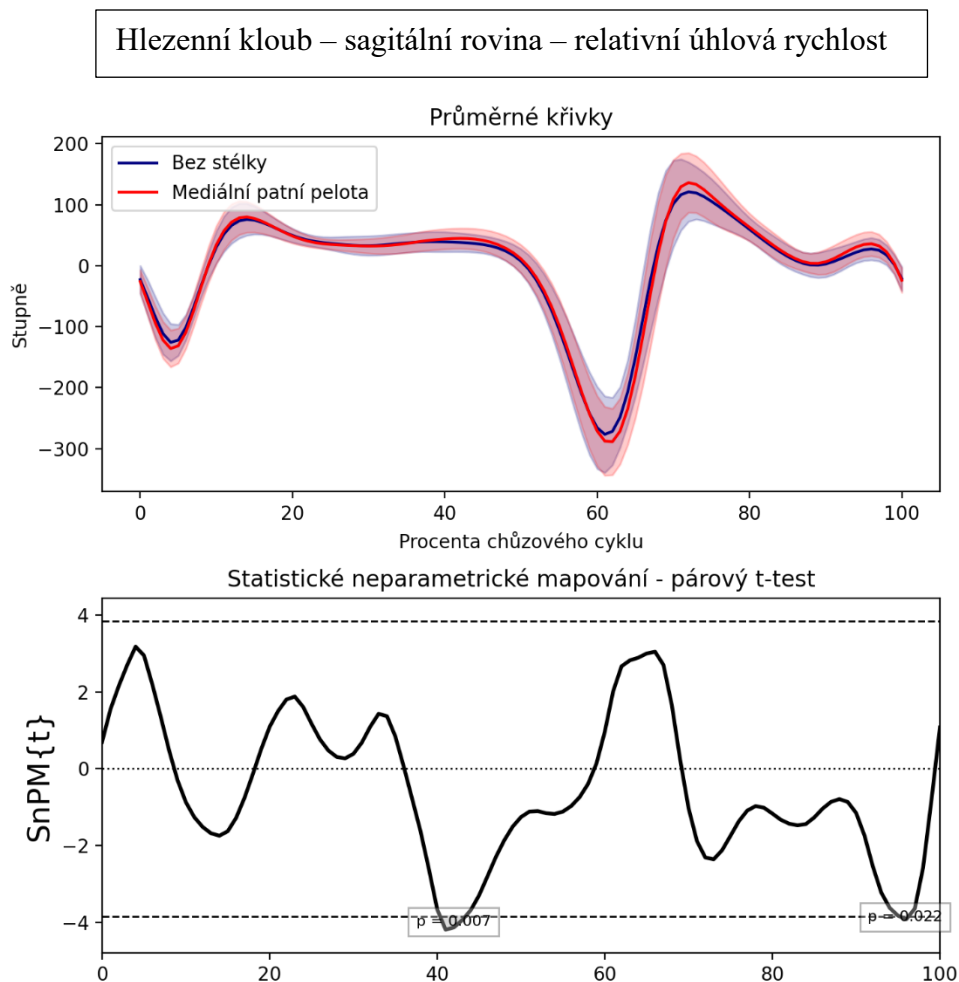
Hlezenní kloub – sagitální rovina



Obrázek 22. Grafické znázornění pohybu v hlezenním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají dorzální flexi.

5.3.2 Změny relativní úhlové rychlosti v sagitální rovině (X)

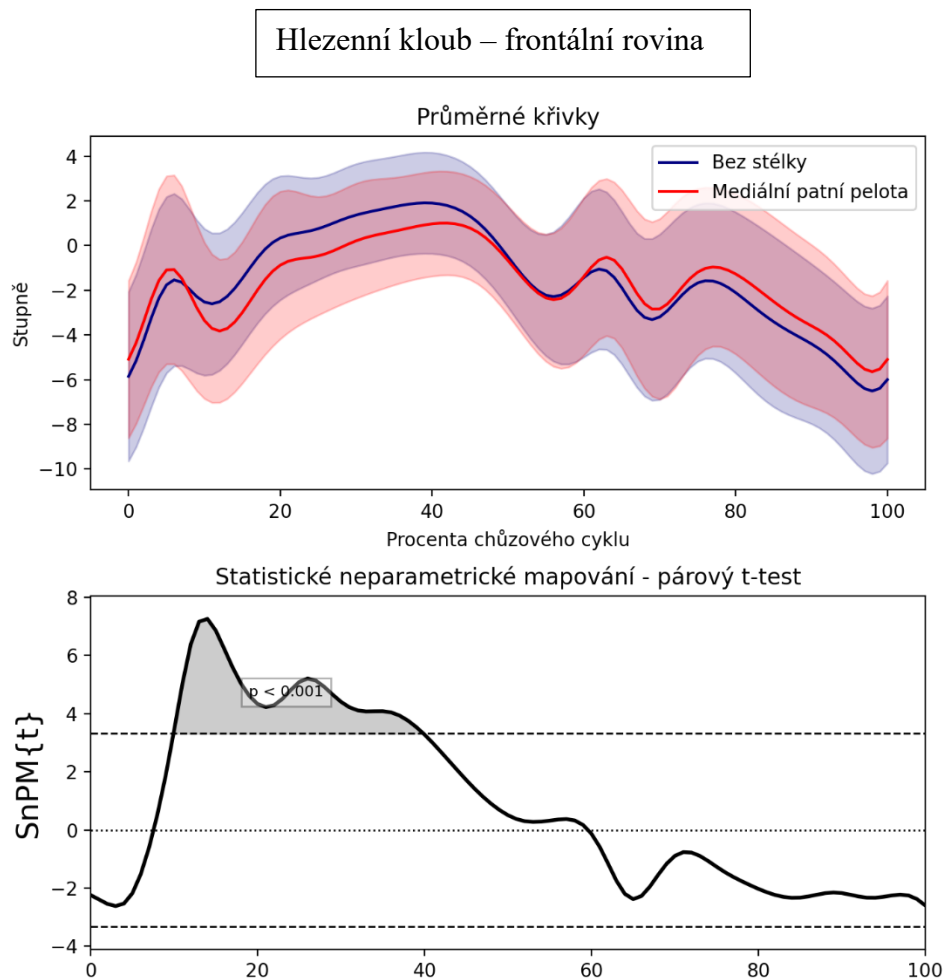
V hlezenním kloubu je dobře patrná souvislost mezi změnami v relativním úhlu v sagitální rovině a změnami v relativní úhlové rychlosti (Obrázek 23). Po rychlém pohybu do plantární flexe následuje do 15 % GC nárůst rychlosti do dorzální flexe. Mezi 45 a 65 % GC dojde ke statisticky významnému ($p = 0,007$) rozdílu rychlosti při přechodu do plantární flexe při aplikaci mediální patní peloty (s pelotou je rychlost plantární flexe vyšší). Během švihové fáze dochází opět k nárůstu rychlosti do dorzální flexe. Během počátečního kontaktu dojde při aplikaci peloty k pomalejšímu nárůstu dorzální flexe ($p = 0,022$).



Obrázek 23. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v hlezenním kloubu během jednoho GC v sagitální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají dorzální flexi.

5.3.3 Změny relativního úhlu ve frontální rovině (Y)

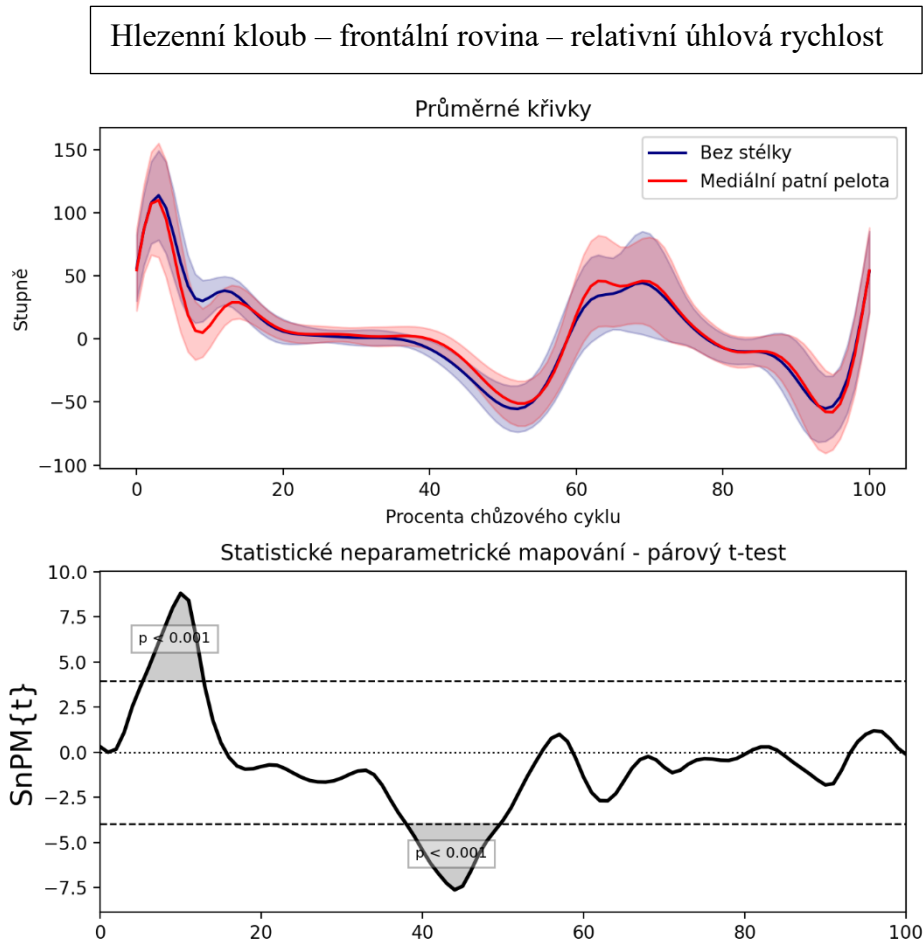
Na grafu je patrná změna polohy nohy do everze a do inverze. Při použití mediální patní peloty se ve stejné fázi GC signifikantně ($p < 0,001$) zvětší inverze.



Obrázek 24. Grafické znázornění pohybu v hlezenním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez peloty a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají everzi (pronace).

5.3.4 Změny relativní úhlové rychlosti ve frontální rovině (Y)

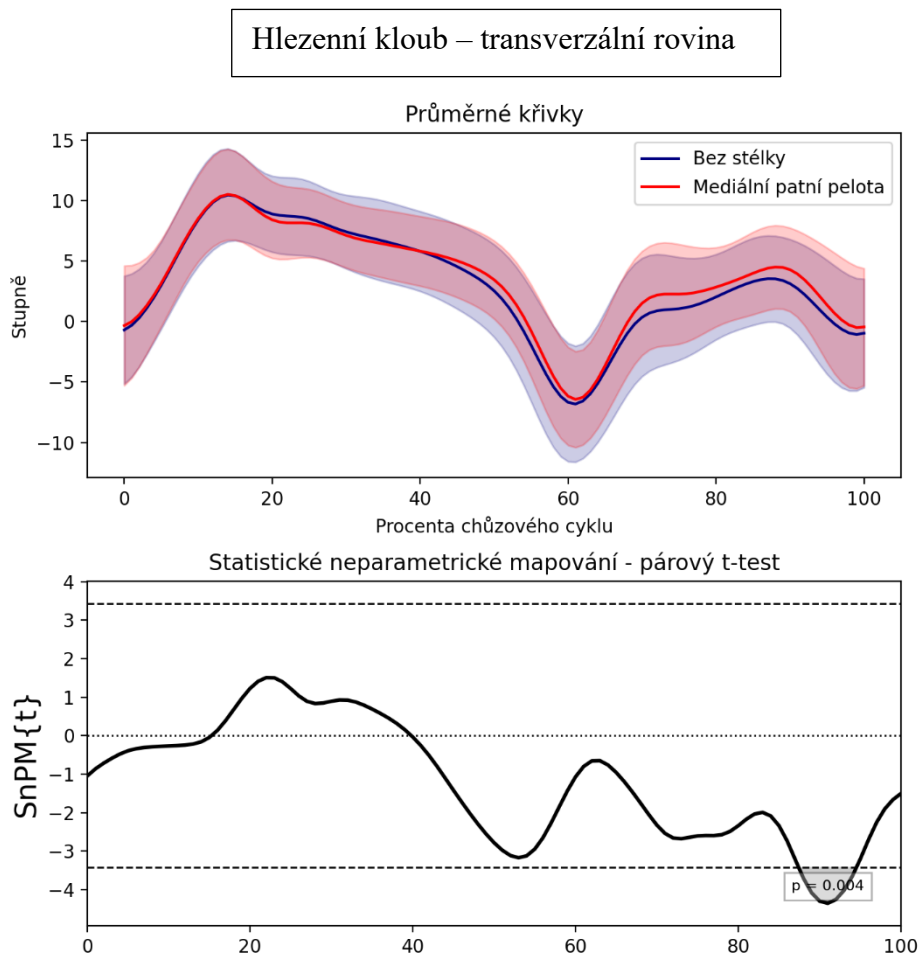
Ve frontální rovině v hlezenním kloubu dochází z hlediska relativní úhlové rychlosti (Obrázek 25) během prvních 10 % GC k nárůstu rychlosti do everze. Při aplikaci peloty se tato rychlost sníží ($p < 0,001$). Okolo 40 % GC dochází k nárůstu rychlosti do inverze. Následný pokles inverze je při aplikaci peloty pomalejší ($p < 0,001$). Okolo 60 % GC dochází opět k nárůstu rychlosti do everze, který trvá do kontaktu nohy s podložkou.



Obrázek 25. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v hlezenním kloubu během jednoho GC ve frontální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají everzi (pronaci).

5.3.5 Změny relativního úhlu v transverzální rovině (Z)

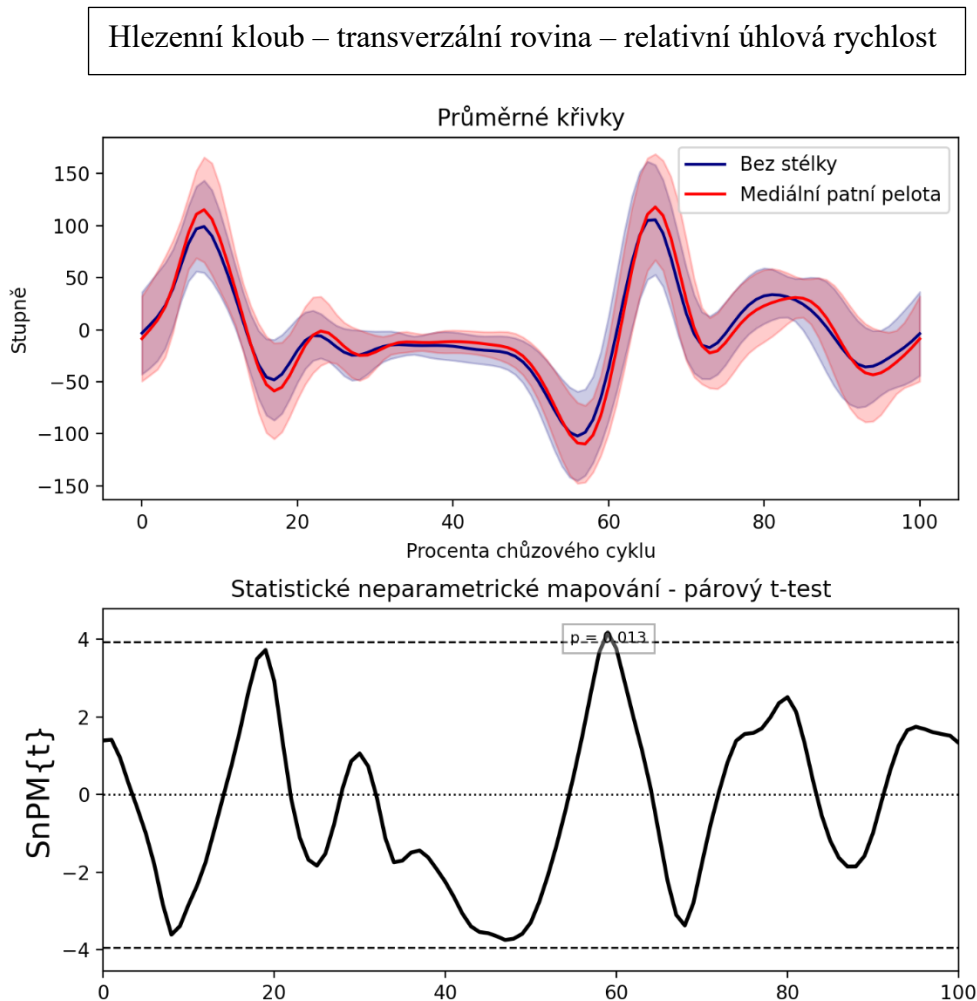
V transverzální rovině v hlezenním kloubu (Obrázek 26) dochází na počátku stojné fáze k zevní rotaci a následně během odrazu ke stočení do vnitřní rotace. Okolo 90 % GC pozorujeme v rámci konečného švihů při užití mediální patní peloty větší zevní rotaci ($p = 0,004$) než při chůzi s prázdnou stélkou.



Obrázek 26. Grafické znázornění pohybu v hlezenním kloubu během jednoho GC v transverzální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty na grafu odpovídají zevní rotaci v hlezenním kloubu.

5.3.6 Změny relativní úhlové rychlosti v transverzální rovině (Z)

V transverzální rovině v hlezenním kloubu dojde z hlediska relativní úhlové rychlosti (Obrázek 27) nejprve k rychlému nárůstu rychlosti do zevní rotace, ten postupně zpomaluje a následně okolo 20 % GC nedochází ke změnám v rychlosti. Na konci stejné fáze dojde nejprve k nárůstu rychlosti do vnitřní rotace, který je při aplikaci peloty vyšší ($p = 0,013$), a následně dojde nárůstu rychlosti do zevní rotace.



Obrázek 27. Grafické znázornění relativní úhlové rychlosti v hlezenním kloubu během jednoho GC v transverzální rovině bez pelot a s použitím mediální patní peloty. Ve spodním obrázku je zobrazen statistický výstup SnPM. Kladné hodnoty grafu odpovídají zevní rotaci v hlezenním kloubu.

6. Diskuse

Cílem této práce bylo porovnat vliv individuální mediální patní peloty na relativní úhly a relativní úhlovou rychlost vybraných dolních segmentů dolních končetin při chůzi.

V posledních několika letech vznikla řada diplomových prací s příbuznou tematikou, kterou řeší tato práce, například: Murínová, (2019); Spitzerová, (2020). Jejich práce se zabývaly vlivem různých typů pelot na konkrétní segment nohy. Tato práce se poněkud odlišuje účelem, za nímž vzniká. Na základě měření pomocí kinematického systému Vicon jsme ze získaných dat posuzovali, jaký vliv má užití peloty na relativní úhly, a zároveň, jaký vliv má užití peloty na relativní úhlovou rychlost. V podstatě tedy hlavní otázka zní, zda by bylo výhodné hodnotit účinnost stélek chůze za pomoci parametru relativní úhlové rychlosti.

Kinematická analýza pohybu slouží k objektivnímu hodnocení pohybu, za tímto účelem používá měření: pohybu jednotlivých segmentů, změn úhlu v kloubech, rychlosti a zrychlení segmentů (Abbass & Abdulrahman, 2013). V praxi jsou převážně používány optoelektronické systémy. Asi nejznámější z nich je Vicon Motion System (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). Výhodou tohoto systému je, že je schopen velice přesně zaznamenat vysoké množství dat, která lze následně analyzovat na základě aktuálně sledovaného problému. Alternativní metodou, která se začíná objevovat v literatuře, je užití akcelerometrie. Tato práce nevyužívá akcelerometrů, ale z naměřených dat pomocí kinematického systému Vicon se snaží analyzovat, zda je relativní úhlová rychlost v kloubech dolní končetiny výhodný parametr pro hodnocení chůze.

Do této doby vzniklo pouze několik prací, které využívají k hodnocení chůze inerciální senzory, a není proto stanoveno, jakými přístroji by měření mělo být provedeno, aby bylo dosaženo co nejvyšší přesnosti. Djurić-Jovičić, Jovičić & Popović (2011) k měření využili akcelerometry spolu s elektrogoniometry, umístěné na laterální straně dolní končetiny. Toto měření je dle autorů dostatečně přesné pro hlavní klouby dolní končetiny při použití v sagitální rovině, nelze ho však využít k měření drobných nuancí pohybu. Nebylo by tedy použitelné například k hodnocení efektu senzomotorických stélek tak, jak je zamýšleno v této práci. Podle výsledků této práce byly oproti tomu nejvýznamnější změny v úhlových parametrech při aplikaci peloty zaznamenány především ve frontální a transverzální rovině, tudíž hodnocení pouze v sagitální rovině by nebylo dostačující. Zároveň největší vliv měly peloty na postavení hlezenního kloubu. Změny úhlových parametrů například v kyčelním kloubu byly minimální.

Metoda, kterou navrhli Chen, Xu, Wang & Zhang (2016), využívá monitor rozložení zatížení planty a triaxiální goniometr, integrovaný v tomtěž zařízení. Toto bezdrátové zařízení

umožňuje déletrvající měření (například během tréninku). Autoři uvádí, že tento typ měření lze využít k hodnocení kvality chůze, a to především z hlediska prevence pádů. Hlavní nevýhodou je dle autorů vliv samotného zařízení na kvalitu provedení pohybu, což je pro měření, které se zabývá sledováním úhlových parametrů nohy, opět nevýhodné.

Mentiplay et al. (2018) využili obdobný systém, jako je použitý v této práci. Prostřednictvím Optitracku srovnávají úhly kolenního, kyčelního a hlezenního kloubu pro různé rychlosti chůze. Popisují pro jednotlivé křivky jejich typické vrcholy. V závislosti na rychlosti chůze se nemění tvar křivek, ale čím vyšší je rychlost chůze, tím vyšší jsou vrcholy křivek.

Tato práce oproti výše uvedené práci obsahuje data naměřená i v transverzální a frontální rovině. Zároveň bylo měření prováděno s aplikací mediální patní peloty a bez ní, tudíž můžeme posuzovat, zda je úhlová rychlost vhodný parametr k popisování menších nuancí chůze. Nejlépe jsou efekty mediální patní peloty pozorovatelné v hlezenním kloubu, a to především ve frontální rovině, díky přímému mechanickému působení na nastavení nohy. Naopak nejmenší efekt pelot byl zaznamenán pro kyčelní kloub.

Ve frontální rovině v hlezenním kloubu se díky mechanickému působení peloty při její aplikaci zvětší inverze během téměř celé stojné fáze ($p < 0,001$). Tento rozdíl je prostřednictvím relativní úhlové rychlosti patrný na počátku stojné fáze, během které dojde ke strmějšímu nástupu everze ($p < 0,001$) a během konečného stoje, kdy dochází k pomalejšímu poklesu inverze ($p < 0,001$). Liu et al. (2012) naměřil zvýšenou inverzi při aplikaci obdobné peloty během 50 % stojné fáze. U čtyř z pěti měřených probandů také naměřil vyšší relativní úhlovou rychlost do inverze během prvních 10 % stojné fáze. Jak uvádí Klein et al. (2021), rozdíly v relativních úhlech můžeme vysvětlit tvarem a pozicí mediální patní peloty, která omezuje everzi nohy.

V sagitální rovině je v hlezenním kloubu dobře patrná souvislost mezi změnami v relativním úhlu a změnami v relativní úhlové rychlosti. Během odrazu při aplikaci peloty k vyšší dorzální flexi ($p < 0,001$). K vyšší dorzální flexi při aplikaci peloty dochází také během počátečního kontaktu nohy s podložkou ($p = 0,002$). Při hodnocení pomocí úhlové rychlosti dochází při aplikaci peloty ke zpomalení pohybu do plantární flexe během předšvihu ($p = 0,007$) a během počátečního kontaktu ($p = 0,022$). Tyto změny mohou být vysvětleny mírně proximálním umístěním mediální patní peloty pod sustentaculem tali. Dalším možným vysvětlením je aktivita m. tibialis posterior, jehož funkcí je podpora nožní klenby, při které dochází ke kombinovanému pohybu zadonoží do dorzální flexe a předonoží do flexe (Murley, Menz & Landorf; 2009b). Aktivita m. tibialis posterior je stimulována zatížením mediální

podélné klenby, kde vložením peloty dochází ke zvětšení plochy kontaktu nohy s podložkou. Zároveň by tvar a umístění peloty mohlo napomoci k rozložení síly působící na plochu chodidla, čímž by došlo k odlehčení předonoží a k prevenci vzniku metatarzalgie (Bonifácio et al., 2018; Kirby, 2014).

Při aplikaci mediální patní peloty dojde v hlezenním kloubu k dosažení větší zevní rotace během konečného švihu. Při hodnocení pomocí relativní úhlové rychlosti pozorujeme na konci stojné fáze vyšší rychlost pohybu do vnitřní rotace ($p = 0,013$). Tyto změny jsou pravděpodobně přímým důsledkem mechanického vlivu peloty. Změny naměřených hodnot ve švihové fázi lze vysvětlit prostřednictvím změněného nastavení druhostranné končetiny, čímž je změněno držení celého těla. Dalším možným vysvětlením nastavení nohy na konci švihové fáze je příprava CNS na kontakt nohy s podložkou prostřednictvím feedforward mechanismu.

Souhrnným vysvětlením změn úhlových parametrů v hlezenním kloubu může být tendence nohy k úchopu při mechanickém dráždění vloženou pelotou. Toto vysvětlení můžeme považovat za ukázkou senzomotorického vlivu peloty. Toto tvrzení podporuje práce Wahmkow, Cassel, Mayer & Baur (2017), kteří uvádí, že výše mediální peloty nemá zásadní vliv na změny kinematických parametrů chůze. Limitem jejich studie je nízká variabilita testovaných probandů, jelikož se jednalo pouze o běžce. Autoři uvádí, že možným důvodem nízké variability výsledků je, že sportovci mají silnější svaly nohy, které jsou schopné vyrovnávat odchylky v nastavení nohy. Naopak Tefler et al. (2013) popsal, že každé 2 stupně sklonu mediální patní peloty sníží pohyb do everze asi o $0,26^\circ$.

V kolenním kloubu dojde při aplikaci mediální patní peloty během mezišvihu ke zvýšení flexe ($p = 0,002$). S použitím hodnocení prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti nebyly tyto změny zaznamenány. Při aplikaci mediální patní peloty došlo k větší abdukci kolenního kloubu během počátečního švihu ($p = 0,012$) a během konečného švihu ($p = 0,019$). Při hodnocení prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti v kolenním kloubu dojde na konci stojné a na počátku švihové fáze krokového cyklu při aplikaci peloty k nižšímu nárůstu rychlosti pohybu do addukce ($p = 0,001$) než při chůzi bez stélky. Větší abdukce v kolenním kloubu během GC koreluje s výsledky Bonifácia et al. (2018), který při aplikaci mediální patní peloty pozoroval sníženou addukci kolenního kloubu během stojné fáze. Tento výsledek je podle autorů zásadní pro terapii femoropatelních bolestí.

V kolenním kloubu dochází v transverzální rovině při aplikaci mediální patní peloty k větší vnitřní rotaci ($p = 0,016$) ke konci stojné fáze. Během švihové fáze dochází k nárůstu rychlosti pohybu do zevní rotace, při aplikaci peloty je tento pohyb rychlejší ($p = 0,011$). Bonifácio et al. (2018) popisují při aplikaci mediální patní peloty sníženou vnitřní rotaci kolene

během stojné fáze. Jelikož při našem měření byla naměřena na konci stojné fáze vyšší vnitřní rotace a během švihové fáze rychlejší nástup zevní rotace, můžeme předpokládat, že aplikace peloty vytvořila noze podmínky pro dřívější odemčení kolenního kloubu.

Pro kyčelní kloub můžeme při hodnocení relativního úhlu v sagitální rovině popisovat tři momenty, kdy došlo k statisticky významné změně při aplikaci mediální patní peloty. Ve fázi iniciálního kontaktu ($p = 0,004$), ve fázi mezistoje ($p = 0,019$) a ve fázi konečného švihu ($p = 0,005$) došlo ke zvětšení flexe v kyčelním kloubu. Prostřednictvím relativní úhlové rychlosti byl obdobný rozdíl zaznamenán taktéž ve švihové fázi, kdy při aplikaci stélky dochází k rychlejšímu nástupu flexe. Ve frontální rovině nepozorujeme statisticky významné změny relativního úhlu. Pokud ale hodnotíme prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti, můžeme zaznamenat na konci stojné a na začátku švihové fáze při aplikaci mediální patní peloty rozdíl ($p < 0,001$), který odpovídá nepatrně rychlejšímu pohybu do abdukce.

V transverzální rovině došlo při aplikaci stélky k mírnému snížení vnitřní rotace, které dosahuje hladiny statistické významnosti zhruba v polovině stojné fáze ($p = 0,023$). Při hodnocení prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti nedošlo k dosažení hladiny statistické významnosti. Nižší vnitřní rotace v kyčelním kloubu během druhé poloviny stojné fáze koreluje s nastavením v kolenním i hlezenním kloubu, lze ji tedy považovat za důsledek nastavení nohy, jelikož postura je budována od spodních segmentů těla.

Luz et al. (2018) uvádí, že vysoká vnitřní rotace tibie a femuru a vysoká addukce v kolenním kloubu jsou rizikovými faktory pro vznik femoropatelních bolestí. Tato práce ukazuje, že aplikace mediální patní peloty vede ke snížení vnitřní rotace dolní končetiny a ke snížení addukce v kolenním kloubu, může proto být využita jako pomocná terapie k léčbě femoropatelních bolestí u běžců.

Při porovnání obou metod hodnocení vidíme, že ve většině případů, pokud došlo ke změně relativního úhlu při aplikaci peloty, došlo i ke změnám relativní úhlové rychlosti, ačkoli tyto změny byly většinou menší než změny relativních úhlů. Tyto změny se však nenachází ve stejné fázi GC, jelikož k největšímu rozdílu ve velikosti v úhlech z pravidla dochází po vyčerpání pohybu, kdy rychlost pohybu je minimální. Změny rychlosti pohybu naopak můžeme sledovat na počátku pohybu (zrychlení) a na konci pohybu (zpomalení). Ačkoli je patrné, že chůzi lze hodnotit prostřednictvím relativní úhlové rychlosti, považují výsledky za hůře interpretovatelné, jelikož při hodnocení grafů je obtížnější si uvědomit, co znamená změna tvaru křivky. Z výsledků také vyplývá, že ačkoli relativní úhlovou rychlost lze využít k hodnocení kinematických parametrů chůze, nejedná se o citlivější způsob hodnocení. Zároveň při hledání obdobných prací, které se zabývají hodnocením kvality chůze prostřednictvím

relativní úhlové rychlosti, jsem našla pouze jednu práci, která měla vysokou přesnost měření, tato práce však také využívala k měření optoelektronický systém. Vystává proto otázka, jestli hodnocení chůze prostřednictvím parametru relativní úhlové rychlosti v jednotlivých kloubech při chůzi skutečně bylo usnadněním práce, nebo by naopak práci ztížilo v případě, že by se nepovedlo najít metodu, jak relativní úhlovou rychlost změřit dostatečně přesně bez použití optoelektronických systémů. Z našich výsledků také vyplývá, že největší změny úhlových parametrů byly zaznamenány v hlezenním, popřípadě kolenním kloubu ve frontální a transverzální rovině, což otvírá dveře menším systémům, které se zaměří především na tyto dva segmenty.

7. Závěr

Změny kinematických parametrů chůze při aplikaci mediální patní peloty byly hodnoceny za pomoci změn relativního úhlu a relativní úhlové rychlosti v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. K nejvýznamnějším změnám došlo v hlezenním kloubu ve frontální rovině.

V hlezenním kloubu došlo při aplikaci peloty během odrazu k vyšší dorzální flexi ($p < 0,001$). K vyšší dorzální flexi dochází také během počátečního kontaktu nohy s podložkou ($p = 0,002$), kdy byl nárůst dorzální flexe pomalejší ($p = 0,022$). Dále se v hlezenním kloubu v průběhu stejné fáze zvětšila inverze ($p < 0,001$). Prostřednictvím relativní úhlové rychlosti je tento rozdíl patrný na počátku stejné fáze, během které dojde ke strmějšímu nástupu everze ($p < 0,001$), a během konečného stoje, kdy dochází k pomalejšímu nástupu inverze ($p < 0,001$). Na konci stejné fáze byl při aplikaci peloty rychlejší nástup vnitřní rotace ($p = 0,013$).

V kolenním kloubu došlo při aplikaci peloty k větší vnitřní rotaci ($p = 0,016$) ke konci stejné fáze. Během švihové fáze došlo k nárůstu rychlosti pohybu do zevní rotace, při aplikaci peloty byl tento pohyb rychlejší ($p = 0,011$). Dále došlo během švihové fáze ke zvýšení flexe ($p = 0,002$), a k větší abdukci kolenního kloubu. Při hodnocení prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti v kolenním kloubu dojde na konci stejné a na počátku švihové fáze krokového cyklu při aplikaci peloty k nižšímu nárůstu rychlosti pohybu do addukce ($p = 0,001$), než při chůzi bez peloty.

V kyčelním kloubu došlo při aplikaci peloty ke zvýšení flexe ve fázi iniciálního kontaktu ($p = 0,004$), ve fázi mezistoje ($p = 0,019$) a ve fázi konečného švihu ($p = 0,005$). V transverzální rovině došlo při aplikaci stélky k mírnému snížení vnitřní rotace v polovině stejné fáze ($p = 0,023$). Při hodnocení prostřednictvím změn relativní úhlové rychlosti byl jediný dostatečně významný rozdíl patrný na konci stejné fáze ($p < 0,001$), odpovídá rychlejšímu pohybu do abdukce při aplikaci peloty.

Jestliže došlo ke změně relativního úhlu při aplikaci peloty, došlo většinou i ke změnám relativní úhlové rychlosti, ačkoli tyto změny byly obvykle menší. Z toho vyplývá, že relativní úhlová rychlost není citlivější parametr než relativní úhly.

8. Souhrn

Diplomová práce se zabývá vlivem individuálních pelot senzomotorických stélek na kinematiku kolenního, kyčelního a hlezenního kloubu. Cílem bylo zjistit, jestli je hodnocení změn relativní úhlové rychlosti vhodným parametrem pro hodnocení efektu individuálních pelot. Standardně je k ověřování efektu používán kinematický systém a parametr relativních úhlů. Smyslem bylo otestovat, zda je relativní úhlová rychlost citlivější parametr pro zjištění efektu individuálních pelot.

V teoretické části jsou shrnuty základní anatomické a kineziologické poznatky o dolní končetině. Práce obsahuje také stručný přehled metod užívaných ke kinematické analýze, se zaměřením na optoelektronické systémy a využití inerciálních senzorů. Dále analyzuje oblast kalceotiky se zaměřením převážně na senzomotorické stélky. Konkrétně na jejich vlastnosti, princip účinku a indikace.

Do výzkumu bylo zařazeno 16 probandů (z toho 8 žen a 8 mužů) ve věku $22,9 \pm 3,5$ let. Jedinci absolvovali měření, při kterém byly zjišťovány kinematické parametry dolní končetiny při chůzi se základní stélkou a s využitím mediální patní peloty. Měření bylo provedeno pomocí kinematického systému Vicon. Výsledky byly zpracovány pro dominantní dolní končetinu.

Z výsledků vyplývá že největší vliv měla aplikace mediální patní peloty na postavení hlezenního kloubu, a to především ve frontální a transverzální rovině. Při aplikaci peloty došlo během stojné fáze ke zvýšení inverze a ke snížení vnitřní rotace. V kolenním kloubu došlo k mírnému snížení addukce během stojné fáze a ke zvýšení flexe během švihové fáze. Dále ke konci stojné fáze došlo v kolenním kloubu k větší vnitřní rotaci. V kyčelním kloubu došlo při aplikaci peloty k nárůstu flexe na počátku stojné fáze a k mírnému snížení vnitřní rotace v polovině stojné fáze.

Změny kinematických parametrů chůze byly hodnoceny za pomocí změn relativního úhlu a relativní úhlové rychlosti v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Z výsledků vyplývá, že ve většině případů, pokud došlo ke změně relativního úhlu při aplikaci peloty, došlo i ke změnám relativní úhlové rychlosti, ačkoli tyto změny byly většinou menší. Z toho vyplývá, že se ukázalo, že relativní úhlová rychlost není citlivější parametr než relativní úhly a nemá tedy potenciál je nahradit.

9. Summary

The diploma thesis deals with the influence of individual pellets of sensorimotor insoles on the kinematics of the knee, hip and ankle joint. The aim was to determine whether the evaluation of changes in relative angular velocity was a suitable parameter for evaluating the effect of individual pellets. By default, the kinematic system and the relative angle parameter are used to assess the effect. The purpose was to test whether relative angular velocity was a more sensitive parameter for determining the effect of individual pellets.

The theoretical part summarizes basic knowledge on anatomy and kinesiology of the lower limb. The thesis also brings a brief overview of methods used for kinematic analysis, with a focus on optoelectronic systems and the use of inertial sensors. It also examines the specialist field of calceotics, focussing mainly on sensorimotor insoles, more specifically their properties, principles of effect, and indications.

The study included 16 probands (8 females and 8 males) aged 22.9 ± 3.5 years. The subjects underwent measurements in which the kinematic parameters of the lower limb were determined when walking with the basic insole and using a medial heel pellet. The measurement was performed using the Vicon motion capture system.

The results show that the application of a medial heel pellet had the greatest effect on the position of the ankle joint, especially in the frontal and transverse planes. On the application of a pellet, there was an increase in inversion and at the same time a decrease in internal rotation during the standing phase. With the knee joint there was a slight decrease in adduction during the standing phase and an increase in flexion during the swing phase. Furthermore, there was a greater internal rotation in the knee joint at the end of the standing phase. With the hip joint, the application of the pellet led to increased flexion at the beginning of the standing phase and to a slight decrease in internal rotation in the middle of the standing phase.

Changes to the kinematic parameters of gait were examined using changes in the relative angle and relative angular velocity with the hip, knee and ankle joint. The results show that in most cases, provided the relative angle changed during the application of the pellet, changes in the relative angular velocity also occurred, though these changes were most often only slight. The results did not prove for relative angular velocity to be a more sensitive parameter than relative angles and, therefore, it has not the potential to replace them.

10. Referenční seznam

- Abbass, S. J., & Abdulrahman, G. (2013). Kinematic analysis of human gait cycle. *Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences*, 16(2), 208-222.
- Aboutorabi, A., Bahramizadeh, M., Arazpour, M., Fadayevatan, R., Farahmand, F., Curran, S., & Hutchins, S. W. (2016). a systematic review of the effect of foot orthoses and shoe characteristics on balance in healthy older subjects. *Prosthetics and orthotics international*, 40(2), 170-181.
- Annoni, I., Mapelli, A., Sidequersky, F. V., Zago, M., & Sforza, C. (2014). The effect of high-heeled shoes on overground gait kinematics in young healthy women. *Sport Sciences for Health*, 10(2), 149-157.
- Bartoníček, J., Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf
- Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., & Mayer, F. (2011). Neuromuscular activity of the peroneal muscle after foot orthoses therapy in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(8), 1500-1506.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., Munteanu, S. E., Murley, G. S., & Menz, H. B. (2017). Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 51(2), 86-96.
- Bonifácio, D., Richards, J., Selfe, J., Curran, S., & Trede, R. (2018). Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task. *Gait & posture*, 65, 106-111.
- Braga, U. M., Mendonça, L. D., Mascarenhas, R. O., Alves, C. O., Renato Filho, G. T., & Resende, R. A. (2019). Effects of medially wedged insoles on the biomechanics of the lower limbs of runners with excessive foot pronation and foot varus alignment. *Gait & Posture*, 74, 242-249.
- Bronstein, A., Brandt, T., Woolacott, M. H. & Nutt J. G. (Eds.). (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait* (2nd ed.). London: Arnold.
- Černý, P. (2008). Principy kalceotiky. *Ortopedie*, 2, 51–55.
- Čihák, R., & Grim, M. (2001). *Anatomie*. 2., Praha: Grada Publishing
- Di Sipio, E., Piccinini, G., Pecchioli, C., Germanotta, M., Iacovelli, C., Simbolotti, C., ... & Padua, L. (2018). Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait & posture*, 63, 195-201.
- Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., & Popović, D. B. (2011). Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers. *Sensors*, 11(11), 10571-10585.

- Dungl, P. (2014). *Ortopedie. 2. přepracované a doplněné vydání*. Praha, Česká republika: Grada Publishing, as.
- Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I., (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Eldin, M. Y. G., ElSayed, W. H., Abdulah, G. A., & Abdalla, H. H. (2018). Effect of lateral wedged foot insole on Knee Proprioception in Knee Osteoarthritis. *Journal of Advanced Pharmacy Education & Research/ Jul-Sep, 8(3)*.
- Eun, S. S., Chachan, S., & Lee, S. H. (2020). Effectiveness of a double air-cushioned shoe compared with physiotherapy in the treatment of plantar fasciitis. *BioMed research international, 2020*.
- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive Foot Orthotics – Practical manual for expert users*. Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- Fischer, A. G., Ulrich, B., Hoffmann, L., Jolles, B. M., & Favre, J. (2018). Effect of lateral wedge length on ambulatory knee kinetics. *Gait & posture, 63*, 114-118.
- Fong, D. T., Lue, K. B., Chung, M. M., Chu, V. W., & Yung, P. S. (2020). An individually moulded insole with 5-mm medial arch support reduces peak impact and loading at the heel after a one-hour treadmill run. *Gait & Posture, 82*, 90–95.
- Franklin, S., Li, F. X., & Grey, M. J. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & posture, 60*, 1-5.
- Griffon, P., Vie, B., Weber, J. P., & Jammes, Y. (2020). Effect of 4 Weeks of Foot Orthosis Intervention on Ambulatory Capacities and Posture in Normal-Weight and Obese Patients. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 110(1)*.
- Gross, M., J., Fetto, J., Rosen, E., (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Hadraba, I. (2006). *Ortopedická protetika:(II. část)*. Praha: Karolinum.
- Hatton, A. L., Rome, K., Dixon, J., Martin, D. J., & McKeon, P. O. (2013). Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *Journal of the American Podiatric Medical Association, 103(6)*, 516-533.
- Hirschmüller, A., Baur, H., Müller, S., Helwig, P., Dickhuth, H. H., & Mayer, F. (2011). Clinical effectiveness of customised sport shoe orthoses for overuse injuries in runners: a randomised controlled study. *British Journal of Sports Medicine, 45(12)*, 959-965.

- Hoppe, M., Chawla, G., Browner, N., & Lewek, M. D. (2020). The effects of metronome frequency differentially affects gait on a treadmill and overground in people with Parkinson disease. *Gait & posture*, 79, 41-45.
- Hreljac, A. (1995). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *Journal of biomechanics*, 28(6), 669-677.
- Holubářová, J., Pavlů, D. (2017). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha: Karolinum.
- Chen, W., Xu, Y., Wang, J., & Zhang, J. (2016). Kinematic analysis of human gait based on wearable sensor system for gait rehabilitation. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(6), 843-856.
- Chèze, L. (2014). *Kinematic analysis of human movement*. John Wiley & Sons.
- Chicoine, D., Bouchard, M., Laurendeau, S., Moisan, G., Belzile, E. L., & Corbeil, P. (2021). Biomechanical effects of three types of foot orthoses in individuals with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait & Posture*, 83, 237-244.
- Jamali, A., Forghany, S., Bapirzadeh, K., & Nester, C. (2019). The Effect of Three Different Insoles on Ankle Movement Variability during Walking in Athletes with Functional Ankle Instability. *Advanced biomedical research*, 8.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jafarnezhadgero, A., Madadi-Shad, M., Alavi-Mehr, S. M., & Granacher, U. (2018). The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: a randomized controlled trial. *PloS one*, 13(10), e0205187.
- Kapandji, I. A. (1987). The physiology of the Joints: Lower limb (Volume 2). *Edinburgh: Churchill Livingstone*.
- Kaya, D., Yosmaoglu, B., & Doral, M. N. (Eds.). (2018). *Proprioception in orthopaedics, sports medicine and rehabilitation*. Springer.
- Kerkhoff, A., Wagner, H., Nagel, A., Möller, M., & Peikenkamp, K. (2017). Effects of two different foot orthoses on muscle activity in female during single-leg landing. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 47(4), 305-314.
- Kirby, K., A., Kevin, A., (2018). New Concepts In Longitudinal Arch Biomechanics, *Podiatry Today*, 31 (6), 20–27.
- Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, 28(1), e18-e26.

- Kirby, K. A. (2014). Foot and lower extremity biomechanics IV: Precision Intricast Newsletters, 2009-2013. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Klein, T., Lastovicka, O., Janura, M., Svoboda, Z., Chapman, G. J., & Richards, J. (2021). The immediate effects of sensorimotor foot orthoses on foot kinematics in healthy adults. *Gait & Posture*, *84*, 93-101.
- Kolář, P., (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.
- Laštovička, O., Klein, T., & Janura, M. (2018). Okamžitý vliv pelot senzomotorických stélek na úhel progresu nohou ve stejné fázi chůzového cyklu u symptomatických dospělých osob- Pilotní studie. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lekarství*, *25*(3)
- Lewitová, C. M. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie 1*(2). 5-8.
- Liu, A., Nester, C. J., Jones, R. K., Lundgren, P., Lundberg, A., Arndt, A., & Wolf, P. (2012). Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(12), 2384-91.
- Luz, B. C., Dos Santos, A. F., de Souza, M. C., de Oliveira Sato, T., Nawoczenski, D. A., & Serrão, F. V. (2018). Relationship between rearfoot, tibia and femur kinematics in runners with and without patellofemoral pain. *Gait & posture*, *61*, 416-422.
- Malisoux, L., Gette, P., Chambon, N., Urhausen, A., & Theisen, D. (2017). Adaptation of running pattern to the drop of standard cushioned shoes: a randomised controlled trial with a 6-month follow-up. *Journal of science and medicine in sport*, *20*(8), 734-739.
- Marenčáková, J., Svoboda, Z., Vařeka, I., & Zahálka, F. (2016). Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters. *Acta Gymnica*, *46*(2), 74-81.
- Murínová, L. (2019) Vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy (Diplomová práce). Univerzita Palackého v Olomouci, FTK. Dostupné z <https://theses.cz/id/7pcb3r/>
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009a). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*, *29*(2), 172-187.
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009b). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*, *2*(1), 1-9.
- Mendes, A. A. M. T., de Almeida Silva, H. J., Costa, A. R. A., Pinheiro, Y. T., de Almeida Lins, C. A., & de Souza, M. C. (2020). Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: a systematic review of clinical studies. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.

- Mentiplay, B. F., Banky, M., Clark, R. A., Kahn, M. B., & Williams, G. (2018). Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait & posture*, *65*, 190-196.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nguyen, L. Y., Harris, K. D., Morelli, K. M., & Tsai, L. C. (2021). Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: a systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*.
- Nott, C. R., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). All joint moments significantly contribute to trunk angular acceleration. *Journal of biomechanics*, *43*(13), 2648-2652.
- NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic (2011). Sensomotor insoles for gait pattern correction. Remscheid, Germany: Schein orthopädie service KG.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: SLACK
- Phillips, R. D., McGuire, J., Williams, B., Langer, P., Job, K., & Stimpson, J. (2019). 3D Printing And Ortotics: a Roundable discussion. *Podiatry Today*, *31*(1), 30-38.
- Reina-Bueno, M., Vázquez-Bautista, M. D. C., Pérez-García, S., Rosende-Bautista, C., Sáez-Díaz, A., & Munuera-Martínez, P. V. (2019). Effectiveness of custom-made foot orthoses in patients with rheumatoid arthritis: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, *33*(4), 661-669.
- Selucký, M. J., & Přikryl, M. P. (2011). Ortopedické pomůcky na trhu a jejich použití v praxi. *Medicína pro praxi*, *8*(3), 134-135.
- Shah, K., Solan, M., & Dawe, E. (2020). The gait cycle and its variations with disease and injury. *Orthopaedics and Trauma*.
- Schlagenhauf, F., Sreeram, S., & Singhose, W. (2018). Comparison of kinect and vicon motion capture of upper-body joint angle tracking. In *2018 IEEE 14th International Conference on Control and Automation (ICCA)*, 674-679
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, sro.
- Smith, R., (2011). „The sixth sense“: towards a history of muscular sensation. *Genserus*, *68*(2), 218-271.
- Spitzerová, Z., (2020) Vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy (Diplomová práce). Univerzita Palackého v Olomouci, FTK. Dostupné z <https://theses.cz/id/r5pd8b/>

- Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., & Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in psychology*, 6, 943.
- Swan, K. R., Ives, R., Wilson, L. A., & Humphrey, L. T. (2020). Ontogenetic changes in femoral cross-sectional geometry during childhood locomotor development. *American Journal of Physical Anthropology*, 173(1), 80-95.
- Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M., & Yoshinari, S. (2009). Human gait analysis using wearable sensors of acceleration and angular velocity. In *13th International Conference on Biomedical Engineering* (pp. 1069-1072). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M., Rafferty, D., & Woodburn, J. (2013). Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. *Gait & posture*, 38(3), 443-449.
- Tomaro, J. E., & Butterfield, S. L. (1995). Biomechanical treatment of traumatic foot and ankle injuries with the use of foot orthotics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 373-380.
- Trojan, S., et al. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada
- Ulrich, B., Hoffmann, L., Jolles, B. M., & Favre, J. (2020). Changes in ambulatory knee adduction moment with lateral wedge insoles differ with respect to the natural foot progression angle. *Journal of Biomechanics*, 109655.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Verbruggen, S. W., & Nowlan, N. C. (2017). Ontogeny of the human pelvis. *The Anatomical Record*, 300(4), 643-652.
- Véle, František. (2006) Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- Wahmkow, G., Cassel, M., Mayer, F., & Baur, H. (2017). Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PloS one*, 12(3), e0172334.
- Wang, Y., Tan, Q., Pu, F., Boone, D., & Zhang, M. (2020). a review of the application of additive manufacturing in prosthetic and orthotic clinics from a biomechanical perspective. *Engineering*. 6, 1258-1266
- Wegener, C., Wegener, K., Smith, R., Schott, K. H., & Burns, J. (2016). Biomechanical effects of sensorimotor orthoses in adults with Charcot–Marie–Tooth disease. *Prosthetics and orthotics international*, 40(4), 436-446.

- Zhang, X., Paquette, M. R., & Zhang, S. (2013). a comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of foot and ankle research*, 6(1), 1-8.
- Záhumenský, M. E., & Rádl, P. (2007). Přínos protetické péče a zdravotní obuvi u komplikovaných stavů diabetické nohy. *Interní medicína pro praxi*, 9(2), 78-83.

12. Přílohy

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či ze studie odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. 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.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 21. 12. 2017 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu/

autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Tomáš Klein**
spoluřešitelé: **Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Ondřej Laštovička**

s názvem **Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **3 / 2018**
dne: **9. 1. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně


Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 3. Dotazník

Dotazník k projektu Senzomotorických stélek	
Dotazník slouží pouze po získání základních informací potřebných k výzkumu, kterého se chcete zúčastnit. Informace jsou důvěrné a bude s nimi nakládáno v souladu s platnými právními předpisy.	
Šedě označená pole mají vytvořený rozevírací seznam možností "NE", "ANO", popř. "nevím", který se zobrazí pomocí šipky při kliknutí do daného políčka. Prosíme, využijte pouze těchto možností!	
Vyplněný dotazník zašlete prosím obratem na emailovou adresu: ondrej.lastovicka@upol.cz . Děkujeme!	
Mgr. Tomáš Klein odpovědný řešitel	
Příjmení, jméno:	
Datum narození (DD.MM.RRRR):	
Trpíte v současné době (posledních 7 dnů) bolestí / bolestmi?	
Objevuje se některá z Vašich bolestí pravidelně (několikrát týdně)?	
Trvá některá z Vašich bolestí více jak 3 měsíce?	
Zmírňují se Vaše bolesti užitím běžně dostupných analgetik (Ibalgín)?	
Nosíte v současnosti ortopedické stélky (vločky do bot), ortézy či další ortotické pomůcky?	
Prodělal(a) jste závažný úraz nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervu, přetržený přední křížový vaz kolenního kloubu,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných vrozených vad nervového a/nebo pohybového systému (dětská mozková obrna, dysplázie kyčelních kloubů,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných získaných vad nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervové soustavy v důsledku diabetu, výrazné plochonoží,...)?	
Podstoupil(a) jste nebo plánujete v následujících 3 měsících podstoupit operaci v oblasti pánve či dolních končetin?	

Příloha 4. Vyšetřovací protokol

Příjmení, jméno:					
Datum vyšetření (DD.MM.RRRR)					
Velikost test. obuvi (EUR):		Délka dolní končetiny	P	mm	
Délka vnitřní stélky (mm):			L	mm	
Výška bez bot:	mm	Šířka kolenního kloubu	P	mm	
Výška s botami:	mm		L	mm	
Výška podrážky:	mm	Šířka hlezenního kloubu	P	mm	
Váha (kg):	10 % váhy:		L	mm	
Zkouška 2 vah (P/L):		Závěr:		Vzdál. ASIS (mm):	
Otlaky, opotřebení obuvi:					
 <p style="text-align: center;">upřesnění před měřením</p>					
Funkční testy:		P	L	počítáno:	Celkové skóre: 0
Deep squat				0	Poznámky:
Hurdle step				0	
Inline lunge (přední DK)				0	
Talar tilt test	plantární flexe	P		Poznámky:	
		L			
	neutrální post.	P			
		L			
	dorzální flexe	P			
		L			
Klasická typologie nohy					
Index Chippaux-Šmiřák:		P	L	Úhel palce:	P L
Vzdál. předonoží-zánoží (mm)				Délka otisku (mm):	
Typ nohy:	P			Započ. délka (mm)	0
	L			Šířka předonoží (mm)	
Vyšetřující:	Ondřej Laštovička				

Příloha 5. Potvrzení správnosti překladu

DOLOŽKA PŘEKLADATELE

Jako překladatel jazyka českého, anglického a německého jmenovaný rozhodnutím ministra spravedlnosti ČR ze dne 17. 6. 2011, č. j. 204/2011-OD-ZN/6, stvrzuji, že překlad souhlasí s textem připojené listiny.

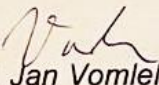
Překladatelský úkon je zapsán pod pořadovým číslem 106 deníku.

TRANSLATOR'S CLAUSE

As a sworn translator of the Czech, English and German language, appointed by the decision of the Minister of Justice of the Czech Republic from 17 June 2011, ref. no. 204/2011-OD-ZN/6, I do hereby certify that the translation is consistent with wording of the document enclosed.

The translating operation is entered under no. 106 of the translator's journal.

V Ostravě 16. června 2021 / In Ostrava 16 June 2021


PhDr. Jan Vomlela, Ph.D.
překladatel / translator



DOLOŽKA PŘEKLADATELE

Jako překladatel jazyka českého, anglického a německého jmenovaný rozhodnutím ministra spravedlnosti ČR ze dne 17. 6. 2011, č. j. 204/2011-OD-ZN/6, stvrzuji, že překlad souhlasí s textem připojené listiny.

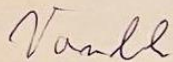
Překladatelský úkon je zapsán pod pořadovým číslem 107 deníku.

TRANSLATOR'S CLAUSE

As a sworn translator of the Czech, English and German language, appointed by the decision of the Minister of Justice of the Czech Republic from 17 June 2011, ref. no. 204/2011-OD-ZN/6, I do hereby certify that the translation is consistent with wording of the document enclosed.

The translating operation is entered under no. 107 of the translator's journal.

V Ostravě 16. června 2021 / In Ostrava 16 June 2021



PhDr. Jan Vomlela, Ph.D.

překladatel / translator

