

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2022

Bc. Zuzana Hružová

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Komparativní analýza aktivace vybraných svalů pletence
pánevního a trupu při chůzi v různých typech bot a naboso**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Zuzana Hružová

Praha, 2022

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

V Praze, dne 19. 12. 2022

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí své diplomové práce Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. za odborné vedení a také za čas strávený zpracováním dat. Také bych chtěla poděkovat za pomoc při statistickém zpracování dat Mgr. Nguyen Diem Huong a Bc. Aleně Šimáčkové za korekturu textu. Velké díky patří všem probandům, kteří se mé studie zúčastnili.

Abstrakt

Název: Komparativní analýza aktivace svalů pletence pánevního a trupu při chůzi v různých typech bot a naboso

Cíle: Cílem práce je porovnat aktivitu vybraných svalů trupu a pletence pánevního při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso.

Metody: Výzkumu se zúčastnilo 9 probandů, zdravých lidí, co chodí minimálně 3 měsíce v barefoot botách a splňují věkovou hranici 18-60 let. Pomocí povrchových elektrod byla snímaná EMG aktivita 5ti svalů. Sledovaným pohybem byla chůze po trávě v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Data získaná z experimentu byla importována a statisticky zpracována v programu MS excel s nainstalovaným softwarem XLSTAT a ve statistickém programu Jamovi. Pro statistickou analýzu dat byla použita ANOVA, nepárový t-test.

Výsledky: Statistické zpracování dat odhalilo signifikantní rozdíl ze 75 % v maximální svalové aktivitě při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso u jednoho probanda dohromady u všech měřených svalů. Dále byl zjištěn signifikantní rozdíl v maximální svalové aktivitě z 81,43 % při porovnání aktivity vybraných svalů mezi probandy při chůzi naboso. Nebyl prokázán signifikantní rozdíl v maximální svalové aktivitě, průměrném nástupu svalové aktivity a průměrné době svalové aktivity vybraných svalů při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso při porovnání mezi všemi probandy. Nebyl prokázán vztah přímé úměrnosti mezi svalovou aktivitou při chůzi v konfekční obuvi, chůzi v barefoot obuvi a chůzi naboso vybraných svalů.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, minimalistická obuv, bipedální lokomoce, krokový cyklus

Abstract

Title: Comparative analysis of pelvic girdle muscles and body muscles activation during walking in different types of shoes and barefoot

Objectives: The aim of this thesis is to compare EMG signal chosen muscles of pelvis girdle and trunk while walking barefoot, shod in barefoot shoes or in conventional sport shoes.

Methods: In our research there were 9 healthy participants who are used to walking in barefoot shoes attending. Using surface electrodes, the EMG activity of 5 muscles was recorded. The observed movement was walking on grass in conventional shoes, in barefoot shoes and barefoot. The data obtained from the experiment were imported and statistically processed in the MS Excel program with the XLSTAT software installed and in the Jamovi statistical program. ANOVA and unpaired t-test were used for statistical data analysis.

Results: Data from the statistical comparison revealed a significant statistical difference in 75 % comparison of maximal muscle activity between walking in conventional sport shoes, barefoot shoes and barefoot in measurement of differences in one subject in all chosen muscles. A statistical significant difference was also found in comparison of maximal muscle activity in 81,43 % measurements between subjects in all chosen muscles while walking barefoot. There was no statistically significant difference in comparison to the overall average maximal muscle activity, in onset of muscle activity and in mean duration of muscle activity of chosen muscles while walking in conventional shoes, walking in barefoot shoes and walking barefoot across subjects.

Keywords: surface electromyography, minimalist shoes, bipedal locomotion, gait cycle

SEZNAM ZKRATEK:

art.	articulatio
artt.	articulationes
BF	barefoot
Cp	krční páteř
COP	center of pressure, působiště vektoru reakčních sil podložky
dx.	dexter
EMG	elektromyografický (signál), elektromyografie
GRF	ground reaction force, reakční síla podložky
KON/FI	konfekční sportovní obuv
KSP FTVS UK	Katedra sportů v přírodě fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
mm.	musculi
m. OEA	musculus obliquus externus abdominis
MP	metatarsophalangeální (metarsophalangový kloub)
MVC	maximální volní kontrakce
NAB	naboso
PDK	pravá dolní končetina
ROM	range of movement, (rozsah pohybu)
SI (kloub)	sakroiliakální kloub
SIAS	spina iliaca anterior superior
sin.	sinister
SIPS	spina iliaca posterior inferior
TFL	tensor fasciae latae
Thp	hrudní páteř
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta

Obsah

1. ÚVOD	11
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE	13
2.1 Chůze.....	13
2.2 Ontogenetický vývoj chůze	14
2.3 Fáze krokového cyklu	16
2.3.1 Švihová fáze	17
2.3.2 Opěrná fáze	17
2.3.3 Fáze dvojí opory.....	18
2.3 Typy chůze	18
2.4 Anatomie a kineziologie.....	18
2.4.1 Noha	18
2.4.2 Klouby hlezna a nohy.....	18
2.4.3 Svaly nohy	19
2.4.4 Klenba nohy	20
2.4.5 Funkce nohy	21
2.4.6 Fascie.....	23
2.4.7 Šlachosvalové a fasciální řetězce	24
2.5 Boty	27
2.5.1 Vyměkčení a tvar stélky	29
2.5.2 Flexibilita podrážky.....	31
2.5.3 Tvar obuvi	31
2.5.4 Zdravá obuv.....	32
2.5.5 Barefoot obuv	33
2.6 Chůze naboso	33
2.7 Elektromyografie.....	37
2.7.1 Povrchová elektromyografie	37
2.8 Zpracování EMG signálu	38
2.8.1 Biologické a technické artefakty	38
2.8.2 Segmentace a interpolace signálu	39
2.8.3 Detekce začátků a konců svalové aktivity.....	40
2.8.4 Prahování obálky elektromyografického signálu	41
2.8.5 Měření EMG periodického pohybu.....	42
3. METODOLOGIE.....	44
3.1 Cíle práce.....	44
3.2 Výzkumné otázky.....	44
3.3 Hypotézy	44

3.4 Úkoly práce	45
4. METODIKA PRÁCE	46
4.1 Zkoumaný soubor	46
4.2 Technické vybavení	46
4.3 Průběh měření	46
4.4 Analýza dat	49
4.5 Statistické zpracování výsledků	50
5. VÝSLEDKY	52
5.1 Porovnání maximální aktivity svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso	52
5.2 Porovnání nástupu svalové aktivity mezi chůzi v konfekční obuvi, v BF obuvi a naboso	53
5.3 Doba svalové aktivace	55
5.4 Rozdíl aktivity vybraných svalů mezi probandy	56
5.5 Rozdíl aktivity vybraných svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso	56
6. DISKUZE	76
6.1 Diskuze k hypotéze č. 1	76
6.2 Diskuze k hypotéze č. 2	76
6.3 Diskuze k hypotéze č. 3	77
6.4 Metody	78
6.5 Limity studie	78
7. ZÁVĚR	79
8. SEZNAM LITERATURY	80
SEZNAM GRAFŮ	89
SEZNAM TABULEK	91
SEZNAM OBRÁZKŮ	92
9. PŘÍLOHY	93

1. ÚVOD

Téma jsem si vybrala, protože i já řeším dlouhodobě vliv obuvi na mou chůzi a držení těla. Před nějakou dobou jsem vyměnila klasickou obuv za barefoot obuv. Od té doby se snažím zjistit, zda má tato změna na můj zdravotní stav nějaký vliv. Zda dochází ke zlepšení mé chůze a mého držení těla. Správná chůze má vliv na zdraví celé společnosti.

Jako kontrast k módě bot s vysokými podpatky a neohebnými podrážkami se před 20 lety na celosvětovém trhu objevila barefoot obuv. A velká část veřejné i odborné společnosti si začala klást otázky: „Je tato obuv zdravá?“, „Je vhodné chodit v barefoot obuvi po tvrdém asfaltové povrchu?“, „Je zdravé chodit naboso?“ či „Jak velký rozdíl je mezi chůzí v běžné obuvi, v barefoot botách či naboso?“ A mnoho dalších. Některé z těchto otázek jsou stále nezodpovězené. V této práci jsem se rozhodla zabývat poslední zmíněnou otázkou. Konkrétně mě zajímá, jaký vliv má obuv na zapojení svalů horní poloviny těla během běžné chůze.

Chůze je základní pohybový stereotyp člověka. Každý den ujdeme několik tisíc kroků a každý krok ovlivňuje náš organismus. To, co nás celý den a celý život nese a umožňuje nám se pohybovat z místa na místo, jsou naše chodidla. Zprostředkovávají přímý kontakt s odrazovou plochou a také ovlivňují všechny tělesné segmenty, které jsou nad nimi. V současné době nám v naší společnosti přijde přirozené chodit v obuvi. Ale naši předkové během lidského vývoje chodili 99 % času bez bot, a to i na tvrdých površích např. po udusané hlíně či později po dlážděných cestách. I v dnešní době je chůze naboso v některých zemích součástí běžného života (např. Indie, Filipíny, Indonésie, Kolumbie). Tito lidé mají zdravé a silné nohy, přestože chodí po dlažbě, betonových chodnících a udusané zemi od malička. Obuv vznikla, aby naše chodidla chránila např. před mrazem a poraněním. Dnes plní obuv mnoho funkcí, jednou z nich je i estetická. Konfekční boty nerespektují anatomický tvar nohou ani jejich přirozené funkce.

V 21. století je naše společnost, čím dál tím pohodlnější, usnadňujeme si život, kde můžeme. A to i v oblasti obuvnictví např. tvarovanými stélkami podporujícími podélnou a příčnou klenbu, rozdíl ve výšce podrážky mezi přední a zadní částí boty tzv. dropem, tlumením a pružením. Běžná obuv nenutí naše chodidlo a jeho svaly pracovat, proto mě zajímá, jestli zvýšená, resp. přirozená aktivita svalů na noze, změní aktivitu

svalů na pánvi a na trupu. Lze změnou bot ovlivnit stereotyp chůze, pohybový stereotyp, který používáme dennodenně od útlého věku?

Deformity nohou jsou v dnešní době v naší společnosti běžné a patří mezi nejčastější důvody návštěvy ortopeda.

Prodlužuje se délka života a délka stáří. S tímto fenoménem se zvyšuje nestabilita a pravděpodobnost pádu. Napadá mě otázka, jestli by vhodnější obuv, která by stimulovala lidské tělo k větší aktivitě, nesnižovala tato rizika a napomáhala nám ke kvalitnějšímu stáří.

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Chůze

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce. Vyvíjela se postupně od starších lokomočních vzorů kvadrupedálního pohybu až do stavu, kdy je člověk plně napřímen a schopen bipedální lokomoce. Chůze je cyklický pohyb, pro který je nutná stabilizace trupu ve vertikále v klidu i v pohybu. Trupovou stabilizaci zajišťuje CNS aktivací svalového aparátu. Tuto funkci je možné použít pouze, pokud máme pevnou oporu v místě kontaktu s opěrnou bází. V takovém případě můžeme využít reakční sílu, která vzniká díky gravitační a propulzní svalové síle. Dále je nutné při chůzi zapojit antigravitační svaly, které udržují polohu i pohyb. Svaly odrazové končetiny produkují propulzní sílu, která zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed. Tím se posouvá také těžiště dopředu a švihová končetina musí bránit pádu trupu vpřed, který je podporován gravitací (Véle, 2006).

Chůze je sice pohybovým stereotypem, který je formován během posturální ontogeneze na fylogeneticky daných základech, (Kolář, 2009) přesto je individuálně velmi odlišná. Rytmus a charakter pohybu je pro každého jedince specifický a lze je pohledem odlišit. Chůzový stereotyp je řízen činností CNS na základě druhově specifických programů, které se dědí z generace na generaci. Detaily pohybu si jedinec buduje v průběhu života na základě učení a adaptace na různé podmínky vnitřního a vnějšího prostředí (Véle, 2006).

Pohyb vpřed je kvadrupedální lokomocí, vždy jedna dolní končetina a kontralaterální horní končetina je stojná a zbylé končetiny jsou kročné. Při chůzi je velmi důležitý stoj na jedné noze a schopnost přenést na ni váhu. Při stoji na jedné noze přeneseme těžiště automaticky na stojnou dolní a horní končetinu. Tím nastává rotace hrudní páteře ke kročné ruce a náklon bederní páteře ke kročné noze a zároveň dochází k diferenciaci tahu břišních svalů. Tah svalů směřuje od stojné horní končetiny ke stojné dolní končetině a od kročné dolní končetiny ke kročné horní končetině. K rotaci hrudní páteře může dojít pouze při stabilizaci lopatek v abdukci. Ta je zajištěna na jedné straně trupu tahem m. trapezius a na druhé straně m. serratus anterior. Oba svaly mají oporu na lopatce, která je tahem zevních rotátorů a m. triceps brachii směrem k lokti stabilizovaná v abdukci. Přenos těžiště na stojné končetiny je iniciován fázičným pohybem kročné horní končetiny. „*Nákročná horní končetina aktivuje serratus anterior, který přitahuje žebra k lopatce a na opačné straně táhne trnové výběžky trapézový sval směrem k opačné lopatce. Automaticky se přenesou těžiště na stojnou nohu za součinnosti břišních a zádočných svalů.*“ (Čumpelík, 2017, s. 61).

Předpokladem pro schopnost zkříženého vzoru a udržení vzpřímené pánve při kroku je diferenciací svalové funkce trupové muskulatury. Šikmé trupové řetězce přední a zadní strany plynule navazují na svaly dolních končetin. Přejít šikmého břišního řetězce z trupu je zajištěn m. obliquus abdominis internus téže strany a m. iliopsoas téže strany. Řetězec dále pokračuje adduktory dolní končetiny. Zadní šikmé řetězce, které se kříží v oblasti Th1 jsou s dolní končetinou propojeny přes gluteální svaly, m. quadratus lumborum a ischiocrurální svaly téže strany. Díky této svalové souhře je při stožení na jedné končetině aktivní m. gluteus medius. Pokud je m. gluteus medius oslaben, projeví se to na akru planovalgózou. Podmínkou pro správné zajištění osy bérce a hlezenního kloubu a zatížením nohy na třech bodech je funkční stabilita femuru v jamce acetabula při dorzálně naklonené pánvi. Ta umožňuje postupný sestup hlezenní (talus) a patní kosti (calcaneus) pod sebe (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.2 Ontogenetický vývoj chůze

Bipedální lokomoce je zkřížený vzor, pro který je nutná diferenciací opěrné a fázické funkce končetin. Kromě diferenciací svalů a opory je pro chůzi také nutné sklopení pánve dorzálně. To se u dítěte objevuje poprvé ve 3 měsících v leže na zádech a je zajištěno koncentrickou a následně izometrickou aktivitou břišních svalů. Vzniká tak svalové propojení mezi pánví a lopatkou. Pokud toto propojení nevznikne, nemohou být aktivní ani zevní rotátory a adduktory kyčelního kloubu. Dalším nutným prvkem pro vertikalizaci, který se objevuje ve 3. měsících, je napřímění páteře, to je nutné hlavně pro rotaci. Držení těla v tomto období má velký význam pro budoucí držení těla ve vertikále, zejména pro postavení páteře, pánve a kyčlí. To má vliv na celkovou koordinaci pohybu ve vertikále (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Zkřížený vzor můžeme v motorické ontogenezi vidět poprvé ve věku 4,5 měsíce, kdy se snaží v poloze na břiše uchopit hračku a dochází k fázickému pohybu horní končetinou. Opěrnou bází tvoří mediální epikondyl opěrné horní končetiny, pánev na straně opěrné horní končetiny a koleno na straně uchopující paže. Při zaujetí této opěrné báze vidíme rotaci celého osového orgánu a pánev je v torzi – osa pánve je na straně nakročené dolní končetiny posunuta kraniálně. Torze pánve se ve věku 4,5 měsíce vyskytuje v motorické ontogenezi poprvé a je to prvek, který je nezbytný pro diferencované vzpřímení do vertikály a bipedální lokomoci. V této pozici mají zevní a vnitřní rotátory kyčelního kloubu na straně opěrné horní končetiny antigravitační funkci. Na realizaci tohoto vzoru se také podílejí šikmé

břišní svaly, m. quadratus lumborum, a mm. serrati posteriores inferiores, které mají šikmý průběh vláken vůči ose těla (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Pro bipedální lokomoci je také nezbytné dosažení polohy na čtyřech diferencovaným způsobem. Dítě se do ní dostává přes šikmý sed nebo z polohy na břicho přes mediální kondyl femuru nakročené dolní končetiny. Při přechodu ze šikmého sedu do pozice na čtyřech se poprvé objevuje plynulá výměna antigravitační funkce mezi zevními rotátory a adduktory opěrné dolní končetiny (Skaličková-Kováčiková, 2017). Vertikalizace začíná v 9. měsíci nakročením dolní končetiny z polohy na čtyřech. Následně se dítě začíná vertikalizovat u překážky, o kterou se může opřít. Postupně se opře o obě horní končetiny nad transversální rovinou. Z nestabilní opory o obě kolena se dostává nakročením jedné nohy na chodidlo. Tím se mu zvětší opěrná báze, opírá se o horní končetiny chodidlo a koleno. Dále se vzepré na nakročené dolní končetině a oběma horními končetinami (více kontralaterální) se vytahuje do vertikály. Poté se do frontální roviny postaví také dolní končetina, která byla opřena o koleno. Zatím je pozice ve vertikále držena horními končetinami a kolenní klouby jsou uzamčené. Postupně se dítě pouští horní končetinou a opěrná funkce dolních končetin zajišťuje vzpřímené držení trupu. Díky tomu je dítě schopno přenášet váhu z jedné dolní končetiny na druhou a pohyb horních končetin ve zkříženém vzoru v rovině sagitální mu pomáhá k chůzi ve frontální rovině. Před tím, než se dítě samo rozejde do prostoru, naučí se stát bez opory horními končetinami. Při první chůzi ve volném prostoru se dolní končetiny pohybují v sagitální rovině a horní končetiny jsou ve frontální rovině a chůze je bez jejich souhybu. Když je dítě schopno samostatně kráčet na nerovném povrchu, říkáme tomu samostatná sociální bipedální lokomoce. V této chůzi už se objevuje i souhyb horních končetin. Dítě je toho schopno zhruba po 15. měsíci života (Skaličková-Kováčiková, 2017).

„Fyziologická osa dolní končetiny je vytvořena funkcí svalů nejen dolní končetiny, ale i celého osového orgánu. Kvalita držení trupu určuje kvalitu osy celé dolní končetiny.“ (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 39). Fyziologické postavení osy dolní končetiny je drženo funkcí svalů nejen celé dolní končetiny ale i kvalitou posturální aktivity celého trupu. Mechanická osa dolní končetiny při fyziologických podmínkách probíhá středem hlavice femuru, středem kolenního kloubu a středem kloubu hlezenního (Skaličková-Kováčiková, 2017). Rotační směr femuru je určen převahou zevních rotátorů a antetorzním úhlem hlavice. Naopak kost holenní se rotuje do vnitřní rotace. Tento protichůdný směr rotací podporuje stabilitu zkřížených kolenních vazů a holenní kosti. Stabilita holenní kosti podporuje stabilitu hlezenní kosti a tím optimalizuje rozložení sil v přednoží (Kazmanová, 2016).

2.3 Fáze krokového cyklu

Chůze je složitý cyklický sekvenční fázový pohyb. Krokový cyklus se skládá ze dvou kroků a začíná kontaktem paty s opornou bází a končí kontaktem téže paty s opornou bází. Krok trvá od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází. Každá dolní končetina při krokovém cyklu prochází třemi fázemi – švihovou, opornou a fází dvojí opory (Véle, 2006).

Uvádím zde dva příklady názvosloví krokového cyklu.

Dle Vaughana (1999) máme tyto fáze krokového cyklu:

- 1) úder paty – heel strike,
- 2) kontakt nohy – foot flat,
- 3) střed stojné fáze – midstance,
- 4) odvinutí paty – heel off,
- 5) odraz palce – toe off,
- 6) zrychlení – acceleration,
- 7) střed švihové fáze – midswing,
- 8) zpomalení – deceleration

Perry (1992) dělí krokový cyklus na:

- 1) počáteční kontakt – inicial contact
- 2) reakce na zatížení – loading response
- 3) střed stojné fáze – midstance
- 4) konečný stoj – terminal stance
- 5) předšvihová fáze – preswing phase
- 6) počáteční švih – initial swing
- 7) střed švihové fáze – midswing
- 8) konečný švih – terminal swing

(Kolář, 2009)

2.3.1 Švihová fáze

Dle Lewita (2020) švihová fáze kroku začíná zvednutím palce, ten facilituje zvednutí celého chodidla. V mozkové kůře je v homunkulu velký prostor pro palec (proto je dobré pacientům při reedukaci pohybového stereotypu radit, aby se soustředili na palec, a ne na chodidlo).

Švihová noha se odpoutala od země, a tak pánev ztrácí jeden ze dvou opěrných bodů. Z toho důvodu je v této fázi kladena vysoká náročnost na udržení pánve ve vodorovné pozici. Pánev lehce klesá na straně švihové dolní končetiny. Pokles pánve vyrovnává aktivita abduktorů kyčelního kloubu na straně opěrné dolní končetiny a aktivita m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové dolní končetiny. Tato fáze končí dotykem švihové nohy se zemí (Véle, 2006).

2.3.2 Opěrná fáze

Opěrná fáze začíná úderem paty švihové nohy na opornou plochu. Této části opěrné fáze se říká počáteční kontakt (inicial contact, Perry, 1992).

Během fáze reakce na zatížení (Perry, 1992) se opora nohy s podložkou postupně rozšiřuje z paty na celou plantu. Nožní klenba uchopuje členitý povrch opěrné báze. To se projevuje střídáním supinace a pronace nohy, tím se mění i klenba nohy, tak aby se zajistila stabilní opora pro působení reakční síly. Končetina, která původně brzdila pád, se stává stojnou (Véle, 2006).

Střed stojné fáze začíná odpoutáním palce druhé dolní končetiny od země a končí, ve chvíli, kdy je těžiště těla nad stojnou nohou (Thompson, 2002). Ve středu stojné fáze by měla osa končetiny probíhat středem kyčelního, kolenního i hlezenního kloubu. Na vytvoření této osy má zásadní vliv funkce břišních svalů, které táhnou symfýzu kranálně spolu s kaudálním tahem ischiokrurálních svalů za tuber ossis ischii. Tato svalová souhra udržuje pánev v dorzální flexi (střední postavení). Adduktory se zde účastní antigravitační funkce, protože nemůžou posunout ani symfýzu ani femur. Ten je držen zevními rotátory kyčle, které udržují postavení pánve nad hlavici femuru. M. gluteus medius a m. iliacus rotují pánev a pomáhají tak jejímu zešikmení (Skaličková-Kováčiková, 2017). Ve fázi konečného stoje se chodidlo stojné končetiny odvíjí od podložky. Tato fáze začíná, když se těžiště dostává z pozice nad středem stojné fáze a končí iniciálním kontaktem kontralaterální nohy (Thompson, 2002).

2.3.3 Fáze dvojí opory

Nebo také podle Perry (1992) předšvihová fáze, je část krokového cyklu, při které jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou. Je to přechodová fáze mezi švihovou a stojnou fází. Odvíjení špičky stojné nohy se časově kryje s kontaktem paty švihové nohy. Touto fází se chůze odlišuje od běhu, ve kterém chybí. Předšvihová fáze trvá cca 12 % krokového cyklu (Véle, 2006).

2.3 Typy chůze

Podle V. Jandy můžeme chůzi rozdělit na tři typy: proximální, akrální, peroneální. U proximálního typu chůze je pohyb dolních končetin vykonáván hlavně v kyčelních kloubech. Odvinutí chodidla je minimální. Dominantními svaly jsou flexory kyčelního kloubu, které bývají přetížené a zkrácené. Při chůzi s akrálním typem chůze jedinec výrazně odvinuje chodidlo a je zde patrné zvětšení plantární flexe nohy v konečné stojné fázi kroku. Dominantně používané svaly jsou plantární flexory, naopak pohyb v kyčelních kloubech je minimální. Pro peroneální typ chůze je charakteristická výraznější flexe v kolenních kloubech s vnitřní rotací v kyčelních kloubech a everzí nohy. Toto dělení je pouze orientační vzhledem k velké různorodosti anatomicko-morfologických struktur každého jedince a k variabilitě v individuálním ontogenetickém vývoji (Valouchová & Kolář, 2009).

2.4 Anatomie a kineziologie

2.4.1 Noha

Noha je anatomický termín, který označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu (Kolář & Vařeka, 2009). Skládá se z 26 kostí (Hudák, 2013). Schopartův a Lisfrankův kloub dělí nohu na zadní, střední a přední oddíl. Zadní oddíl je tvořen talem a calcaneem a od středonoží je oddělen schopartovým kloubem. Ve středním oddílu najdeme pět malých tarzálních kostí – os cuboideum, os naviculare, a tři ossa cuneiformia. Přednoží se skládá z pěti nártních kostí a z článků prstů (Kolář & Vařeka, 2009).

2.4.2 Klouby hlezna a nohy

Do kloubů hlezna řadíme: horní zánártní kloub, dolní zánártní kloub a příčný zánártní kloub. Horní zánártní kloub neboli articulatio talocruralis je tvořen třemi kostmi. Distální konec fibuly a tibie tvoří jamku a talus je hlavicí pro tento kloub. Pohyb v tomto kloubu

je možné pouze v jedné ose, to je dané tvarem, který zaujímá (kladka). „*Trochlea tali je širší vpředu, a proto dochází při dorzální flexi k roztlačení obou kotníků od sebe.*“ (Kolář & Vařeka, 2009). Kloubní pouzdro je vpředu a vzadu slabé, proto ho zesilují kolaterální vazy obepínající kloub ze stran. Mezi ně patří ligamentum collaterale laterale a ligamentum deltoideum. Oba vazy se skládají ze tří částí, ale zevní vaz je mnohem slabší, a tedy i náchylnější ke zranění. Ligamentum collaterale laterale se skládá z ligamentum talofibulare anterius, které propojuje talus a apex fibulae, ligamentum talofibulare posterior rozpínající se mezi zadní částí patní kosti a fibulou a ligamentum calcaneofibulare spojující patní kost a hlezenní kost (Hudák, 2013). Na noze máme více než 100 vazů, které zpevňují klouby (Pytlová, 2020). Velmi důležité jsou vazy zpevňující talokrurální kloub. Spojují tibií a fibulu s talem (Véle, 2006).

Dolní zánártní kloub se dělí na dvě části – zadní a přední oddíl. Zadní oddíl, také subtalární kloub, je propojením mezi zadními plochami tala a calcanea. Jeho přední oddíl se dělí na mediální a laterální část. Mediální část (art. talocalcaneonavicularis) je skloubení mezi talem a os naviculare a mezi talem a calcaneem. Laterální část tvoří art. calcaneocuboidea (Kolář & Vařeka, 2009). Přední oddíl dolního zánártního kloubu je podpořen ligamentum bifurcatum, které se dělí na dvě části – ligamentum calcaneocuboidea a ligamentum calcaneonavicularis. Tento vaz bývá dost často poškozen při distorzi hlezna. Mezi další klouby nohy patří: art. cuneonavicularis, artt. intercuneiformia, artt. tarsometatarsales, artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangeae, artt. interphalangeae pedis. Pohyb všech výše zmíněných kloubů se sdružuje a vytváří tak komplexní pohyb nohy, nezbytný pro pružnou chůzi (Hudák, 2013).

2.4.3 Svaly nohy

Na noze máme 28 svalů. Svaly nohy se dělí na dvě skupiny: vnitřní (intrinsic) a zevní (extrinsic) svaly nohy a kotníku. Skupinu vnitřních svalů je tvořena devatenácti svaly lokalizovaných v oblasti vlastní nohy. Jsou krátké a vytvářejí malé pohyby nohy. Jejich funkce se dá odvodit od geometrie a od anatomického propojení s okolními strukturami (Pytlová, 2020). Jejich hlavním úkolem je zajistit dobrý kontakt nohy s terénem. Aktivují se při adaptaci na terén, vnímají nerovnosti podložky proprioceptivně i taktilně. Nastavují tvar nohy při začátku vzpřímeného držení. Dlouhé zevní svaly začínají na bérce nebo stehenní kosti a končí na noze. Tyto svaly jsou delší, silnější a vytvářejí větší momenty sil než svaly vnitřní a zajišťují větší pohyby nohou. Svaly začínající na přední straně bérce provádí dorzální flexi nohy, extenzi prstců, supinaci, pronaci a m. fibularis longus plantárnární flexi

(podporuje ho m. fibularis brevis). Mezi tyto svaly patří m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. fibularis longus a m. fibularis brevis (Pytlová, 2020). Do zadní skupiny svalů lýtkových patří m. triceps surae, mm. gastrocnemii, m. soleus, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. Tyto svaly se podílejí na odvíjení nohy při chůzi, kdy se jako poslední od podložky odlepuje palec (Véle, 2006).

2.4.4 Klenba nohy

Klenba nohy je vzhůru vyklenutá část nohy. Zahrnuje všechny prvky nohy – kosti, klouby, ligamenta a svaly, které ji propojují v jeden celek. Základ klenby je formován tvarem kostí, jež ji tvoří. Svaly ji podpírají aktivně. Vazy zajišťují pasivní podporu klenby. V oblasti středu nohy je hlavní pružina klenby. Tato část tlumí náraz nohy na podložku s každým došlapem. Energie vzniklá při došlapu se v měkkých tkáních uloží, a následně je použita při odrazu, podporuje tím propulzi nohy (Pytlová, 2020).

Klenba nohy je utvořena kostmi mezi patou a hlavičkami metatarzů a působením tahu svalů a vazů (Hudák, 2013). Tvar klenby je zajišťován především aktivitou vnitřních svalů nohy a vazivového aparátu zvláště plantární aponeurozou. Podíl na udržení tvaru mají i dlouhé svaly nohy a kotníku. Jeden z nich je m. triceps surae, který napomáhá supinaci nohy, čímž zvyšuje mediální oblouk klenby (Véle, 2006).

Podélná klenba je tvořena mediálním a laterálním paprskem (Kolář & Vařeka, 2009, Hudák, 2013). Vrchol mediálního paprsku je v os naviculare a je 15-18 mm nad podložkou. Mediální paprsek se skládá z calcaneu, talu, os naviculare, ossa cuneiformia, os metatarsi primi. Laterální paprsek je tvořen calcaneem, os cuboideum, os metatarsi V. Podporuje ji plantární aponeuroza a podélné plantární vazy – lig. plantare longum a krátké chodidlové a mezikostní vazy (Hudák, 2013). K prstům se napíná 18 svalů chodidla, ty aktivně pomáhají udržení tvaru klenby. Při pohybu se klenba aktivitou svalů zkracuje a prodlužuje. Předdopadem nohy na zem dochází přirozeně k extenzi prstů, tím se klenba nohy protáhne a připraví k aktivitě. V momentu opory prstů o zem se svaly klenby zpevní (Pytlová, 2020). Zátěž při opoře nesměruje na střed paty, ale na její mediální stranu, vzniká tím tendence patní kosti padat do pronace. Proti této pronační síle působí m. flexor hallucis longus, který spojuje distální phalang palce s fibulou. Probíhá pod sustentaculum tali, které nadzvedává a tím zvedá i podélnou klenbu. Je aktivní ve stoji, při odvíjení plosky i při stoji na špičkách. M triceps surae se podílí na udržení tvaru mediální podélné klenby – dělá supinaci nohy. Také

je hnacím “motorem” pohybu vpřed – zajišťuje propulzi nohy. Dále pomáhá odvíjení nohy (Véle, 2006). Pro správnou funkci klenby je potřeba upevnit oba konce (stejný model najdeme například u mostu), to se v moderní obuvi neděje. Dost často je špička bot zvednutá, tím je omezená či znemožněná opěrná funkce prstů (Pytlová, 2020; Sandler a Lee, 2015).

Příčná klenba se skládá z hlaviček metatarzů, její nejvyšší bod je v oblasti ossa cuneiformia. Spoluutváří ji šlašitý třmen m. tibialis anterior a m. fibularis longus. Zajišťují ji příčné vazy chodidla – ligg. intercuneiformia interossea et plantaria, ligg. cuneonavicularia plantaria, ligg. tarsometatarsalia plantaria. Dále jejímu udržení napomáhají tyto svaly: m. tibialis anterior, m. fibularis longus, m. adductor hallucis a krátké svaly chodidla. Vyvíjí se postupně a plně vytvořená je až kolem třetího roku života (Hudák, 2013). „*Fyziologická klenba nohy se v ontogenezi vytváří především za podmínky vývoje dorzálního postavení pánve s aktivitou zevních rotátorů v oblasti kyčle.*“ (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 40).

Na tvar podélné klenby nohy má vliv také postavení kyčelního a kolenního kloubu. Proto je důležité vyšetřovat při aspekci i postavení paty. Ta by měla směřovat ve směru osy nohy, neměla by vybočovat dovnitř ani ven (Véle, 2006).

Snahou popsat stavbu a funkci klenby nohy vzniklo několik modelů klenby nohy, statické a dynamické. Patří mezi ně tripodní model (statický), střecha s krokviemi, luk s tětivou, či příhradový nosník (dynamické). V dnešní době se odborná společnost přiklání spíše k dynamickým modelům, které vidí nohu jako pohyblivý prvek a jsou do nich zahrnuty i svaly a vazy na rozdíl od statického modelu (Pytlová, 2020).

2.4.5 Funkce nohy

„*Vývoj akra dolní končetiny taktéž souvisí s vývojem celého tělesného schématu. Noha neoddělitelně souvisí s celou osou dolní končetiny.*“ (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 39). Noha má úchopovou funkci do 6 měsíců. Ve 3 trimenonu začíná dítě používat nohu jako opěrný orgán. Vrcholy základny chodidla jsou hlavička prvního metatarzu, hlavička pátého metatarzu a tuber calcanei. Opora o tyto vrcholy dozrává až ve věku kolem tří let, kdy je pánev definitivně vzpřímená a mizí lumbální hyperlordóza. Do té doby zatěžuje dítě více mediální hrany chodidla (Skaličková-Kováčiková, 2017). Funkce nohy jsou jedním z faktorů, který určuje kvalitu posturální stabilizace a lokomoce (Toppischová & Šnoplová, 2008). Nohy plní hned několik funkcí. Jejich nejdůležitější funkcí je vytvářet pevnou základnu a rozkládat rovnoměrně zatížení při stožení a pohybu, tím tvoří oporu. Při chybné opoře

není možné zajistit napřímení osového aparátu. Dle Kinclové (2016) by se chodidlo mělo rovnoměrně opírat o čtyři body. Těmi jsou vnitřní a vnější hrana paty a základní kloub palce a malíčku.

Další důležitou funkcí nohy je komunikace těla s okolním prostředím. Díky exteroceptorům a proprioceptorům získává aferentní informace pro centrální nervový systém. Tyto informace spoluutvářejí potřebné informace pro řízení pohybu a držení těla (Kinclová, 2016). Maissnerovo a Ruffiniho receptory se spolu s dalšími řídicími mechanismy a posturálně rovnovážnými funkcemi účastní kontroly posturálního řízení (Vařeka, 2002).

Kennedy a English (2002) zjistili, že na chodidle je velké množství kožních receptorů. 70 % z nich je rychle se adaptujících, což je oproti kůži v jiných místech těla velké procento. To zajišťuje velkou citlivost na změny tlaků v oblasti chodidla. Dále ze studie vyplývá, že kožní receptory na plosce chodidla mají zvýšený práh aktivity v porovnání s receptory na ruce a pokud nejsou zatíženy, neprodukují žádnou aktivitu. Tyto receptory vnímají změny rozložení tlaku na plosce a jsou také schopné aktivovat posturální reflexy zajišťující více stabilní pozici.

Aferentaci nohy tvoří opěrné body, společně se svalovým předpětím a tvarem nožní klenby. Při správné aktivaci svalů nohy se změní i postavení bránice, hrudníku a dechové pohyby (Kinclová, 2016). Pokud je noha nefunkční je aferentace zkreslená. Změnou nastavení nohy při zatížení a stimulací ovlivníme aferentaci a můžeme ovlivnit i jiné části těla např. postavení pánve a aktivitu hluboké vrstvy pánevního dna. Kromě toho, že noha komunikuje s okolím, je také důležitým orgánem hmatu. Vnímání podložky pod nohama je důležité pro orientaci při chůzi, pro bezpečný odraz a nášlap a pro jistý stoj. Pokud noha vnímá, má také dostatečnou pružnost a šikovnost. Dokáže se přizpůsobit prostředí. Noha má také schopnost regulovat tělesnou teplotu, ta ale s nošením ponožek a bot zakrňuje (Lewitová, 2016). K zhoršené termoregulaci přispívají podle Sandler a Lee (2015) i boty s podpůrnými prvky. Ty přebírají za chodidlo práci, tělo se na to adaptuje a odvádí krev z chodidel do jiných více aktivních svalů v těle. Při chůzi či běhu naboso naopak do chodidel přitéká více krve, tím se chodidla zahřívají či při velkém horku naopak tímto způsobem odvádí teplo.

Klenba nohy chrání měkké tkáně na plantární části chodidla. Její funkcí je tlumit nárazy při došlapu. V dnešní době je tato funkce klenby oslabena, je to důsledek hypoaferece způsobené nošením obuvi a chození po tvrdých površích (Kinclová, 2016). Ochrannou funkci má noha také pro paty, kotníky, kolena, kyčelní klouby a páteř. Chrání

je před nárazy, ale pouze pokud je aktivní. Aktivita svalů nohy snižuje nároky na svalovou práci kyčelního kloubu a tím ho chrání. Pokud jsou chodidlo a prstce aktivní při došlapu, podporují tak žilní návrat. Funkční nohy podporují aktivitu pánevního dna a rozvinutí plného dechu (Lewitová, 2016).

Chodidlo slouží k tlumení nárazů. Zánoží rotačním pohybem a předklápním zajišťuje stabilitu, středonoží tvoří spirální pohyblivost a přednoží odvin a odraz chodidla (Toppischová & Šnoplová, 2008). Noha při odvíjení a došlapu tvoří vlnovitý pohyb, který je umožněn spirálovitým uspořádáním paty a přednoží. Hlavice kyčelního kloubu opisuje při chůzi osmičku. Ta je podporována 3D pohybem pánve, a to jak na straně kročné, tak na straně opěrné nohy. Klenba nohy je aktivní jak ve zkrácení, tak v prodloužení, ale ne pokud je propadlá (Kazmanová, 2016).

2.4.6 Fascie

“Fascie je fibrózní kolagenová tkáň, která je součástí sítě přenášející napětí v celém těle.” (Schleip et al. 2012).

Bývá také označována jako orgán, který nás formuje. Je to hustá nepravidelná pojivová tkáň, která obklopuje, každý sval a orgán v těle a vzájemně je propojuje (Schleip, 2003). Je součástí svalů, kostí i nervů. Fascie je tvořena kolagenem, elastinem a vodní složkou. Dále v ní najdeme myofibroblasty. Tyto buňky mají schopnost kontrakce, díky tomu mohou fascie měnit svůj tonus a tah (Kolář, 2009; Schleip, 2017). K fascii patří také extracelulární hmota, která vyplňuje mezibuněčný prostor. Obsahuje proteiny, glykosaminoglykany (např. kyselinu hyaluronovou) a glykoproteiny. Kyselina hyaluronová zajišťuje kluznost jednotlivých vrstev fascie po sobě (Schleip, 2017).

Fascie můžeme rozdělit na povrchové (superficiální) a hluboké (axiální). Superficiální fascie je tenká fibroelastická vrstva oddělující dvě patra podkožní tukové tkáně, jež mají odlišné uspořádání. Povrchová fascie je propojena, jak s hlubokou fascií, tak s kůží skrz retinacula cutis (kožní vazy). Jen ojediněle obsahuje tato struktura svalová vlákna (např. m. sfincter ani externus). Díky rozvolněnější architektonice hluboké adipózní tkáně je superficiální fascie s povrchovou vrstvou adipózní tkáně velmi posunlivá oproti okolním tkáním. To umožňuje volný pohyb svalů bez zapojení kůže a svrchní vrstvy podkoží (Čech, 2022).

Hluboké fascie jsou tuhé kolagenní tkáně, které můžeme rozdělit na epimizeální a aponeurotické. Na trupu máme tři vrstvy aponeurotické fascie. Ty jsou uspořádány

ve vrstvách, kterými jsou obaleny jednotlivé kosterní svaly. Tyto svaly ovlivňují předpětí fascií. Na horních a dolních končetinách jsou kromě epimizeálních fascií, které zaobírají jednotlivé svaly také aponeurotické fascie. Ty utváří jakousi “punčochu” z tuhé kolagenního vaziva navlečenou od paty až k pánvi, kde do ní přechází jednotlivé vrstvy trupových a pánevních fascií. Pro představu uvedu pár jejích názvů: v oblasti stehna – fascia lata, na bérce – fascia cruris, v oblasti nohy – fascia dorsalis pedis a plantární fascie (Čech, 2022).

V lidském těle rozlišujeme ještě dva fasciální subsystémy: viscerální a meningeální fascie. Viscerální fascie je kontinuální od nasopharyngeálního a cervikálního regionu až po pánevní region resp. m. levator ani. Rozdělujeme je do dvou skupin z funkčně anatomického hlediska. Jedny obalují a zanořují se do vnitřních orgánů, kde tvoří septa a druhé, které tvoří výstelku dutin a závěsný aparát vnitřních orgánů. V oblasti hilů vnitřních orgánů přechází jeden typ v druhý. Meningeální fascie obalují struktury nervového systému (Čech, 2022).

Pro tuto práci je zajímavá plantární fascie a její funkce v pohybovém aparátu. Při studiu plantární fascie bylo zjištěno, že je bohatě inervována a jsou v ní přítomny paciniho a ruffiniho tělíčka, a to zejména v oblasti úponu krátkých svalů nohy a v oblasti, kde se potkává s fasciemi svalů m. abductor hallucis a m. abductor digiti minimi. Z tohoto zjištění lze usuzovat, že plantární fascie má významnou roli při propriocepci, stabilitě a kontrole pohybů nohy. Plantární fascie má také zásadní roli v biomechanice nohy. Především při podpoře mediálního oblouku podélné klenby nohy, dále při propulzi nohy a během vstřebávání sil působících na nohu při zatížení v opěrné fázi krokového cyklu (Stecco et al. 2013). Natali et al (2010), Pavan et al. (2011) zjistili, že plantární fascie je schopna uchovat sílu a použít ji během propulze.

Z anatomického hlediska to vypadá, že plantární fascie je propojena s mm. lumbricales a se šlachami flexorů nohy. Bylo také zjištěno, že v plantární fascii je přítomen hyaluronan (kys. hyaluronová). Díky němu je umožněno různým fibrinózním svazkům po sobě klouzat. Hyaluronan zároveň slouží jako tlumič nárazů (Stecco et al. 2013).

2.4.7 Šlachosvalové a fasciální řetězce

Na základě toho, jak určitý list fascie obaluje jednotlivé svaly, utváří z nich svalové řetězce. V těch je preferovaný směr, kterým se šíří změny předpětí. Jedním z hlavních faktorů ovlivňujících toto předpětí je míra aktivace svalových vláken příslušných svalů. Trakční síla

vytvořená kontrakcí svalových vláken se přenáší, jak přes myotendinozní junkci ze šlachy na skelet, tak také cestou intramuskulární, intermuskulární a extramuskulární vazivové tkáně (Čech, 2022). Tzv. myofasciální expanzi má téměř každý sval (Willard et al., 2012). Je to část svalových vláken upínajících se do fascie nikoliv na skelet. Díky mohutným myofasciálním expanzím se transmise tenzních sil, způsobená kontrakcí svalových vláken v oblasti pletenců, až ze 70 % přenáší mimo linii šlachy. Hluboké fascie tvoří společně se svaly celotělovou 3D tenzní síť, v té se míra aktivace svalových vláken přenáší trakční silou resp. změnou předpětí svalů, a to s určitou směrovou preferencí. Takovéto uspořádání myofasciální sítě tvoří podmínky pro realizaci nervosvalové funkce. Z klinického pohledu se jedná o fasciální řetězce (Čech, 2022).

Svaly společně s fasciemi propojují pohybové segmenty do větších funkčních celků jako je například osový orgán anebo končetiny. Pohybu se vždy účastní několik svalů a také celý posturální systém zajišťuje stabilizaci nutnou pro pohyb těla. Podle Véleho (2006) existují svalové řetězce a svalové smyčky. Spojením svalů do řetězců nebo smyček se integruje jejich funkce. Na pohybu se neúčastní jeden sval, ale všechny svaly daného řetězce. Pohyb probíhá převážně v diagonálách a ve více segmentech současně. Z tohoto důvodu se svaly spojují do svalových skupin, které mají stejnou funkci. Svalová smyčka je tvořena dvěma svaly propojující pohyblivý kostěný segment. Každý z těchto svalů se upíná na pevný kostěný segment. Svaly ve smyčce buď přitahují volný kostěný segment k jednomu nebo druhému opěrnému bodu nebo ho pevně fixují vůči opěrným bodům. Pokud je pohyblivý kostěný segment svaly fixovaný, může být oporou pro jiný pohybový segment. Svalové řetězce propojují vzdálené části těla funkčně i fyzicky. Vznikají propojením fasciálními, šlachovými i kostěnými strukturami několika svalů či svalových smyček do funkčního celku. Jejich funkce je řízena programově z CNS. Svaly v řetězci se nemusí zapojovat synchronně ve všech článcích, můžou se zapojovat postupně podle nastaveného rozvrhu v CNS tzv. timingu. Postupné segmentové zapojení svalů je energeticky úsporné a zaručuje větší přesnost pohybu (Véle, 2006).

Do chůze se zapojuje, jak pohyb osového orgánu, tak pohyb končetin. Osový orgán je funkčně složen ze tří úseků – hlavy, páteře a pánve. Jeho úkolem je jednak stabilizovat jednotlivé úseky tak i umožňovat vzájemný pohyb mezi nimi. Stabilizační složka pohybu předchází, ale zároveň ho také doprovází v jeho průběhu. Neurofyziologicky působí stabilizační složka jako negativní zpětná vazba omezující pohyb, přispívající tak ke koordinaci a jistotě pohybu. Svalové řetězce osového orgánu přispívají nejen k pružné vnitřní segmentové stabilizaci páteře ale také k stabilizaci celého osového orgánu tzv. pružné zevní celkové stabilizaci těla. Véle (2006) popisuje zkřížené dlouhé řetězce pro přední a zadní stranu trupu.

Přední trupový řetězec popisuje takto: humerus jedné strany - m. pectoralis major – fascie přední strany hrudníku, pochva mm. recti abdominis – mm. obliqui abdominis - lig. inguinale – fascia femoris – fascia lata - m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany. Do zadního trupového řetězce dle něj patří tyto struktury: Humerus jedné strany - m. latissimus dorsi – fascia thoracodorsalis – páteř – crista iliaca druhé strany – fascia glutea - m. gluteus maximus – fascia lata - m. tensor fasciae latae. Dále popisuje tzv. vzpřimovací řetězec, který napomáhá vzpřímení z lehu do sedu. Začíná na hlavě, táhne se přes šíji, ramenní pletenec, trup, pánevní pletenec, koleno, kotník až k noze.

Myers (2021) popisuje mnoho myofasciálních řetězců (povrchová přední linie, povrchová zadní linie, laterální linie, spirální linie, hluboká přední linie a linie horních končetin. Jeho popis spirální linie se lehce odlišuje od výše popsanych šlacho-svalových řetězců Véleho, zvláště na posteriorní straně. Začíná a končí na hlavě: processus mastoideus, atlas/axis – m. splenius capitis et cervicis – processus spinosi dolní C₆ a horní Th₁ – mm. rhomboidei – margo medialis scapulae – m. serratus anterior – laterální strana žeber – m. obliquus externus abdominis – břišní aponeuróza, linea alba – m. obliquus internus abdominis – crista iliaca, SIAS – TFL, iliotibiální trakt – laterální kondyl tibie – m. tibialis anterior – baze I metatarsu – m. fibularis longus – caput fibulae – m. biceps femoris – tuberositas ossis ischii – lig. sacrotuberale – sacrum – sakrolumbální fascie, m. erector spinae – occiput. Tato linie ovlivňuje naše tělo od hlavy až k patě. Rovnováha mezi svalovým napětím všech jejích částí je pro náš pohybový aparát velmi důležitá. Zkrácení v dolní části této linie může vést k vnitřní rotaci v kolenním kloubu, protože probíhá z přední části kyčelního kloubu (SIAS) na zevní část kolenního kloubu a na vnitřní část hlezenního kloubu. Na LDK je to směr z leva do prava. Propojení spodní a horní části této linie je v oblasti sakra, kde protíná střední linii a přechází na druhou stranu. Úloha spirální linie v této části při chůzi je zajistit stabilitu, ale zároveň pohyblivost sakra. Toto křížení je tvořeno lig. sacrotuberale začínající na tuber ischiadicum a upínající se na sacrum (linea mediana) a dlouhým dorzálním sakroiliakálním vazem začínajícím také na tuber ischiadicum a upínajícím se na SIPS. Tyto vazy jsou spojeny fascií spirální linie, jež kříží střední čáru (z pravého tuber ischiadicum k levé SIPS). Při kroku vpřed pravou nohou se spojí pravá sakrotuberální a diagonální část levých dlouhých dorzálních sakroiliakálních vazů, aby omezily pohyb pánve v SI kloubu, zatímco jejich části jsou uvolněny. Během švihové fáze kroku dovolují vazy pohyb v SI kloubu z nutace do kontranutace a obráceně na opačné straně. Při stojné fázi na PDK pravý SI kloub je v kontranutaci a levý v nutaci.

2.5 Boty

Boty jsou celkem nedávný vynález, v porovnání s lidskou existencí. Přesnou dobu počátku nošení bot není možné určit, vzhledem k tomu, že se boty vyráběly z přírodních materiálů, které se brzy rozpadly. Nicméně existují indicie na základě, kterých se vědci domnívají, že lidé začali nosit obuv cca před 45 000 lety. Trinkaus (2008) zjistil, že se robustnost 2–4 MT u obyvatel Eurasie v době mladého paleolitu zmenšila oproti stejnému druhu lidí ve středním paleolitu. Bez změny mohutnosti DKK. Z tohoto zjištění se dá usuzovat, že v této době se začaly nosit boty pravidelně. Dalšími důkazy nošení bot v tomto období jsou otisky bot podobných mokasínům nebo kresby v jeskyních. Nejstarší dochované boty jsou 12 000 let staré (Pytlová, 2020).

Historie lidské obuvi je i přesto, že 99 % lidské evoluce chodil rod Homo bez bot, velmi pestrá. V historii bot můžeme najít různé typy, od obuvi zhotovené z důvodů ochrany nohou, ať už před tepelnými výkyvy či mechanickým poškozením, po módní výstřelky gotické (např. tzv. čapí nos) a renesanční obuvi (např. přezuvky “chopine”, které měly podešev vysokou až 50 cm). I v dnešní době hraje móda v obuvnictví velkou roli (Štýbrová & Chmelařová, 2016). V minulém, ale i v současném století je módní úzká, špičatá obuv. Ženy obouvají boty s vysokými podpatky. K výrobě bot se místo přírodních materiálů kůže a dřeva začínají používat umělé hmoty (guma, plast). Nově se používají neohebné podešve a měkké pěnové stélky. Hlavní funkcí obuvi je chránit naše nohy od poškození teplotního či mechanického rázu. Každá bota mění chování nohy. Změna by měla být co nejmenší (Pytlová, 2020).

Nošení bot sice brání poranění planty, ale také adaptaci nohy. Boty fungují spíše jako dlaha (Véle, 2006).

Boty s podpatkem způsobují tah – prodlužují chodidlo a nadzvednutím paty vzniká dorzální flexe v MP kloubech. To znemožňuje práci chodidla a plantárních flexorů (Lewitová, 2016). Podpatek mění těžiště těla, posouvá ho ventrálně. Mění se celá postura a biomechanika chůze. Podle Howella (2012) se zvětšuje bederní lordóza a zvyšuje se záklon těla v horní části trupu. Naopak ve většině studií, zjišťujících vliv vysokých podpatků na posturu ve statické poloze, výsledky ukázaly, že vysoké podpatky nemají vliv na bederní lordózu a zakřivení páteře (Gajdoš, 2020). V některých studiích dokonce zjistili, že se bederní lordóza napřimuje při chůzi na vysokých podpatcích (Opila et al, 1988; Bendix et al 1984). Opila et al. (1998) dále uvádějí také změny v postavení hlavy, hrudní páteře, pánve a kloubů DKK. Konkrétně se jedná o posun Thp postariorním směrem, o postavení pánve do retroverze a snížení

vzdálenosti mezi kolenním a hlezenním kloubem. Je vidět, že téma bederní lordózy při chůzi na podpatcích je hodně kontroverzní a autoři se neshodují na výsledcích.

Gajdoš (2020) ve své studii zjistil, že při pomalé chůzi na vysokých podpatcích se zvyšuje pohyb pánve v sagitální, frontální i transverzální rovině. Na tom se shoduje i s dalšími autory (Baaklini et al., 2017; Mika et al., 2012). Jeho výzkum byl proveden na běžeckém trenážeru, kde podle Hutchinson et al (2021) dochází ke změně těžiště a působíště vektoru reakčních sil podložky (CoP-center of pressure) oproti chůzi po přirozeném povrchu.

V systematické review od Seeman et al. (2021), kde bylo zahrnuto 22 vědeckých článků, autoři zjistili, že se při chůzi na běžeckém pásu mění kinetické i kinematické parametry oproti chůzi po zemi. Konkrétně se snižuje ROM pánve, maximální flexe v kyčelním a kolenním kloubu. Mění se také EMG aktivita svalů DKK. Z výzkumu Dančové (2014) vyplývá, že hrubý pohybový stereotyp chůze v terénu a na běžícím pásu je shodný. Pohybový stereotyp se odlišuje u jemných parametrů chůze (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

V současné době mají všechny boty drop. Ten ale omezuje protažení Achillovy šlachy do její maximální délky (až 15 cm) a pro správnou funkci svalu je důležité, aby byl sval pravidelně protahován v celé délce jeho rozsahu (Howell, 2012). Podle Rapiho (2016) vede chůze na podpatku k progresivnímu zkratu Achillovy šlachy. Podpatek také snižuje stabilitu, protože posouvá váhu směrem dopředu (Pytlová, 2020). Při nošení bot s podpatkem se mění zatížení kloubů DKK. Zvyšuje se tlak na přední část kolenního kloubu. U podpatku vysokého 5 cm je přední část kolenního kloubu namáhaná při chůzi o cca 23 % více a u běžné obuvi s dropem o 12 % více oproti chůzi naboso (Howell, 2012). Při chůzi v botách s podpatkem se zvyšuje addukční moment v kolenním kloubu o 18-23 % v porovnání s chůzí naboso. Addukční moment v kolenním kloubu je spojován se vznikem a progresí osteoartrózy kolenního kloubu (Reeves a Bowling, 2011). Vysoký podpatek přispívá k pomalejší chůzi a také zkracuje délku kroku (Gajdoš, 2020).

S výškou podpatku se výrazně zvyšuje plantární tlak v přední části chodidla, zejména pod mediální částí přednoží, střední částí přednoží a pod palcem oproti chůzi v rovné obuvi (Gajdoš, 2020). V rámci kompenzace těžiště těla na vysoký podpatek se působíště vektoru reakčních sil podložky (center of pressure) posouvá dopředu a mediálně (Rangra et al., 2017). Také se mění maximální vertikální síla, v oblasti pod mediálním přednožím a pod palcem se zvyšuje, naopak ve středonoží a laterální části předonoží se snižuje (Gajdoš, 2020; Speksnijder et al. 2005). Vyšší průměrný maximální tlak je podle Lee et al. (2001) spojen se zvýšenou bolestivostí a diskomfortem

nohou v botách. Při chůzi na vysokých podpatcích je znemožněn došlap na patu, chodidlo se nemůže postupně odvíjet (Nyska, 1996) a noha je po celou dobu krokového cyklu v plantární flexi (je omezená dorzální flexe) (Cowley et al., 2009).

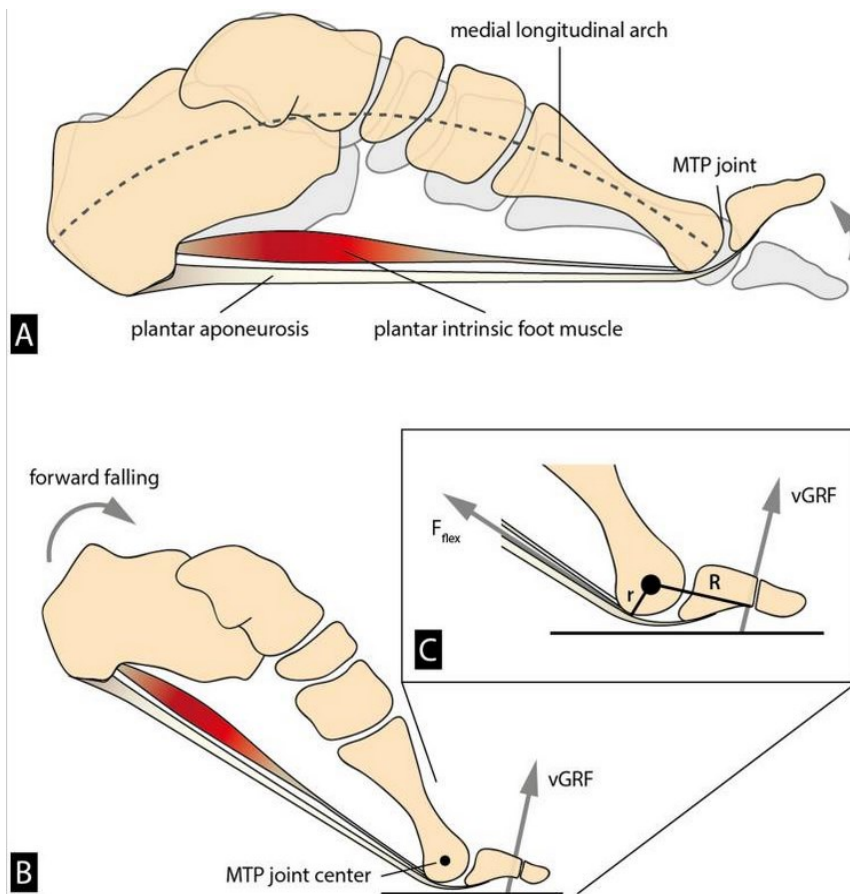
Chůze na podpatku, vyšším jak 3 cm, způsobuje výrazné přetížení přednoží a následný vznik deformit přednoží. K přetížení přednoží přispívá i špičatý tvar boty, který přímo vede prsty do deformovaného tvaru (Rapi, 2016).

2.5.1 Vyměkčení a tvar stélky

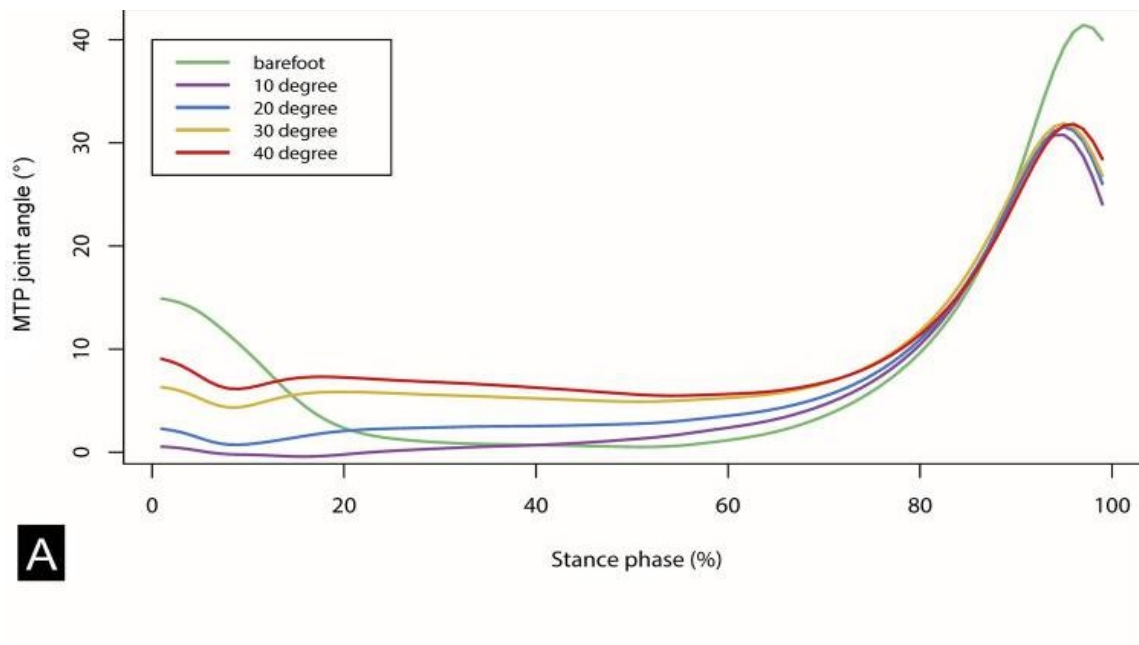
Vyměkčená obuv může způsobovat zvětšení pronace a supinace chodidla, čímž je snížena stabilita nohy. Ve vyměkčené obuvi je snížena aferentace z receptorů nohy a snížen polohocit (Pytlová, 2020). Vyměkčená obuv, např. konfekční sportovní obuv, neposkytuje oporu pro vytvoření puncta fixa. Nicméně moderní člověk si na to zvykl (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

Stélka s podporou pro klenbu prodlužuje chodidlo a tlumí aktivitu svalů. „Základní (MP) klouby jsou vynuceně pasivní, přetížené a snadno mění osu spojení zánártí – prst.“ (Lewitová, 2016). Zvednutá špička boty zvyšuje tah a ztěžuje, až znemožňuje práci chodidla a flexorů (Lewitová, 2016; Pytlová 2020). Lewitová (2016) doporučuje nosit boty pouze, pokud to je nutné, např. při mrazu, teplu, v továrnách, při různých bolestivých stavech či při nedostatečné kondici nohou. Ve výjimečných případech je vhodné nosit ortopedické boty, např. u nohou se změněnou strukturou a speciálními potřebami (Lewitová, 2016; Pytlová 2020).

Konfekční obuv má zvednutou špičku tzv. toe spring. To znamená, že stélka a podrážka jsou v oblasti prstců zahnuty směrem nahoru. Toto zakřivení ovlivňuje přirozenou funkci nohy, MTP klouby jsou v neustálé dorzální flexi, mění se pohyb v kloubech nohy. Při chůzi v botách se zvednutou špičkou se zvyšuje dorzální flexe v MTP ve střední části stojné fáze, ale zároveň je výrazně nižší v konečné fázi, kdy se nohy odráží v porovnání s chůzí naboso. To může přispívat ke snižování síly svalů nohy a také k běžným patologiím, jako je plantární fascitida. Zvednutá špička bot prodlužuje plantární fascii a krátké svaly nohy, jak můžeme vidět na obr. č. 1 (Sichting et al., 2020).



Obr. č. 1: Ilustrace práce nohy při došlapu v botách se zvednutou špičkou (Sichting et al., 2020)



Obr. č. 2: Porovnání stojné fáze krokového cyklu při chůzi naboso a v botách s různým stupněm zvednutí špičky (Sichting et al., 2020)

Na obr. č. 2 je zobrazená stojná fáze krokového cyklu při chůzi naboso (zelená), a v různých procentech úhlu zvednutí špičky boty (ostatní barvy). V konečné fázi stoje vidíme

výrazné omezení dorzální flexe v MTP při chůzi ve všech botách se zvednutou špičkou (Sichting et al., 2020).

2.5.2 Flexibilita podrážky

Konfekční obuv má tvrdou málo ohebnou podrážku. To omezuje pohyb malých kloubů nohy. Pokud je v některém kloubu omezen pohyb, je v jiných kloubech pohyb kompenzatorně zvýšen (Pytlová, 2020). Boty s tlustou podrážkou zvyšují zatěžování kolenního kloubu v oblasti mediálního tibiofemorálního kompartmentu, naopak boty s flexibilní tenkou podrážkou jsou spojovány s nižším addukčním momentem v kolenním kloubu. Vyměkčené vložky a tlusté podrážky sice mohou tlumit přímé zatížení na chodidlo, ale toto zatížení se přenáší dále do těla na ostatní klouby (Reeves a Bowling, 2011).

Při porovnání chůze v botách se třemi typy tvrdosti podrážky s chůzí naboso zjistil Wulandari et al. (2020) následující:

- nástup aktivity m. tibialis anterior byl opožděný u všech typů bot, nejméně u bot s nejflexibilnější podrážkou
- amplituda a čas nejvyšší hodnoty u částečně ohebné podrážky byla nejbližší hodnotám při chůzi bez obuvi u m. tibialis anterior
- čas nejvyšší aktivity svalu byl blíž k chůzi naboso u částečně ohebné podrážky při porovnání s ohebnou a neohebnou podrážkou u m. gastrocnemius
- u m. vastus medialis byl opožděný nástup aktivity při chůzi v nejméně ohebné podrážce oproti chůzi naboso
- hůze v botách mění parametry EMG aktivity u všech měřených svalů

2.5.3 Tvar obuvi

Obuv tvarovaná do špičky, jež je v dnešní době moderní, způsobuje deformity prstů, jako jsou vbočené palce, vybočené malíčky nebo kladívkové prsty. Takové boty tlačí na hlavičky MT a nedovolují příčné klenbě uvolněné rozšíření do šířky. Důsledkem je neoptimální odvíjení chodidla při chůzi (Paiva de Castro et al., 2009). Branthwaite et al. (2013) ve své studii zjistili, že nejen šířka, ale i tvar boty výrazně ovlivňuje množství tlaku působící na přednoží. V botách s kulatou špičkou byl zaznamenán menší tlak na mediální část nohy, stejně tak i hodnota časového integrálu tlaku byla na mediální části přednoží nižší než v botách se špičatou špičkou. Naopak v botách se špičatým tvarem špičky byl menší tlak

na laterální část nohy. Autoři studie doporučují nosit boty odpovídající anatomickému tvaru nohy.

24-30 % dospělé populace má bolest nebo jiné patologie v oblasti nohou a nad 65 let je to jeden z 20 hlavních důvodů návštěvy doktora. Bolest nohou je spojována s větším rizikem pádu a s omezením hybnosti nohou. Mezi rizikové faktory přispívající k bolesti nohou patří špatně padnoucí boty, šířka boty v oblasti prstů, tuhost a výška podrážky, velikost podpatku. Špatně vybrané boty mohou zvýšit bolest nohou, snížit stabilitu, inhibovat efekt rehabilitace a tvořit či zhoršovat hyperkeratotické léze (McRitchie et al., 2018). Staří lidé často nosí špatně padnoucí boty. Je to změnou morfologie nohy a vznikem deformit přednoží, bolestivostí, a také nízkým množstvím vhodné obuvi pro tuto vulnerabilní skupinu. Dle autorů by se měla nabídka bot v obchodech rozšířit o boty speciálně vyrobené na problémy nohou, které se objevují u starší populace (Jellema et al., 2019).

2.5.4 Zdravá obuv

Česká obuvnická a kožedělná asociace dlouhodobě pracuje, společně s lékaři a obuvnickými techniky, na vytvoření základních požadavků na zdravotně nezávadnou obuv. Jejich minimální lékařské požadavky jsou platné pro všechny věkové kategorie a s různými změnami skoro ve všech zemích s vyspělým obuvnickým průmyslem. Zvláště dětské boty by měly podle nich splňovat tato kritéria:

- “1. Dostatečný vnitřní prostor obuvi, hlavně v její prstové části.*
- 2. Dokonalá flexibilita obuvi, hlavně v místě prstních (metatarsophalangeálních) kloubů nohy.*
- 3. Úměrná výška podpatku.*
- 4. Pevný a dostatečně dlouhý opatek.*
- 5. Vybočené (varosní), nebo kolmé postavení patní části kopyta.*
- 6. Anatomicky správně modelovaný svršek obuvi*
- 7. Vyhovující materiál z hlediska hygienicko-zdravotnického (biologická inertnost výluhů z materiálů a přípravků použitých při výrobě obuvi, zajištění optimálního vlhkostního a teplotního režimu – mikroklima, měkkost, možnost dokonalé mechanické a chemické očisty).*
- 8. Tlumení nášlapných sil spodkovým provedením.*
- 9. Malá (resp. přiměřená) hmotnost obuvi.”*

(Šťastná, 2006)

2.5.5 Barefoot obuv

Barefoot obuv je vynalezena tak, aby se co nejvíce přizpůsobovala chodidlu a umožňovala jeho přirozený pohyb, pokud možno bez omezení.

Barefoot boty by měly:

1. dát prstům dost prostoru
2. být lehké
3. ohebné všemi směry, tak aby neomezovaly pohyb chodidla a pstců
4. neměly by mít tvarovanou stélku, zpevněnou patu
5. být bez podpatku a zvedlé špičky
6. mít podrážku, která by měla umožňovat vnímání povrchu tzn. neměla by být tlustá.

Podrážka BF bot je 1.5-8 mm tlustá.

(Lewitová, 2016; Pytlová, 2020).

Barefoot obuv dovoluje noze největší možný pohyb, ale oproti chůzi na bosu nohu méně stimuluje. Noha nemá stimuly o teplotě a drsnosti terénu. Při chůzi v BF je potřeba zkrátit krok, tak aby noha dopadala, co nejbližše ose těla (Pytlová, 2020), vnímat tělo a místo dopadu a odrážet se od prstů nohy (Lewitová, 2016), hlavně od posledního článku palce (Pytlová, 2020). Bohužel moderní obuv tyto kritéria nespĺňuje, v běžných obchodech takovou obuv najdeme jen stěží.

2.6 Chůze naboso

Chůze bosého člověka je jiná než chůze člověka v obuvi (Pytlová, 2020). Při chůzi naboso může noha plně hmatat povrch, po kterém jde. V botách a ponožkách se nohy odnaučili hmatat, vnímat povrch. „*Vnímající noha se klade na zem, pruží, nedopadá! Ani na patu!*“ (Lewitová, 2016, s. 6). Kromě toho obouváním také zakrněla funkce termoregulace. Při chůzi naboso např. v trávě se noha učí hmatat, poznávat, rozlišovat, navykat si. Noha se také učí funkce termoregulace. „*Chození naboso v orosené trávě je prostý způsob otužování, důležitý pro imunitní systém a stabilitu zdraví „za každého počasí“.*“ (Lewitová, 2016, s. 5). Funkce nohy a její tvar jsou tvárné aktivní prací. Některé nohy jsou přecitlivělé, jiné necitlivé, obojí lze změnit. Přiměřenou zátěží bosých nohou můžeme během života zpevňovat vazy. Hlavními funkcemi nohy jsou opora a odraz. Při chůzi naboso zastává tyto funkce, které jsou tvořeny kvalitním propojením se zemí, hlavně zánártí a prsty. Noha ve stojné fázi uchopuje zem. Všechny prsty se opřou do země. Od každého prstu a metatarzu

vede oblouk od země k nártu, který tvoří nosné příčné a podélné klenby. Ty se při opření aktivují a zpevní. Pokud jsou prstce dobře opřené a stabilní, odrážejí nohu od země celkem silnou plantární flexí a nemusí docházet k dorzální flexi v MP kloubech prstců. Plantární flexe je umožněna silou plantárních flexorů prstců a aktivní prací chodidla. Při takovémto odrazu plantární struktury netrpí tahem (Lewitová, 2016). Bosá noha má své vlastní ochranné mechanismy. Svaly nohy jsou při chůzi více aktivní, noha je tak více zpevněná a ochráněná před nechtěnými pohyby včetně rotace (Pytlová, 2020). Curtis et al. (2021) zjistili, že po šesti měsících nošení minimalistických bot během denních aktivit se zvýšila síla chodidla, konkrétně plantární flexe prstů, o 57,4 % v běžné populaci. Tento výsledek se shoduje s Ridge et al. (2019), který zjistil 41 % zvýšení síly u běžců po 8týdenním chození v minimalistických botách. Podrážka běžných bot je tvrdá a omezuje možnost pohybu prstů směrem do plantární flexe. Důsledkem je nižší zapojení flexorů prstců a nohy do plantární flexe během chůze a jejich oslabení. Síla svalů nohy je důležitá, jak v prevenci úrazů a deformit prstů a nohy, jako jsou hallux valgus, kladívkové a drápkovité prsty ale také přispívají ke zlepšení rovnováhy a stability. Ty jsou důležité v prevenci pádů u starší populace (Curtis et al., 2021).

Při chůzi naboso nebo v barefoot obuvi, kde není žádné tlumení, se pohybový aparát nárazům přizpůsobuje tak, že vyvolá snížení reakční síly např. kratší délkou kroku nebo snížením ROM v kolenních a hlezenních kloubech ve srovnání s chůzí v botách se silnou podrážkou. Při chůzi naboso nebo v barefoot obuvi je snižená extenze v kolenním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu a zároveň je snížen úder paty a je zde tendence došlápnout na střední část nohy. To by mohlo snížit první nejvyšší addukční moment kolenního kloubu. Nošení bot s flexibilní tenkou podrážkou nabízí potencionálně užitečnou strategii při prevenci či při omezení progresu osteoartrózy kolenního kloubu (Reeves a Bowling, 2011).

Franklin et al. (2015) dělal systematický přehled studií věnujících se kinematickým, kinetickým změnám a změnám ve svalové aktivitě při chůzi naboso a v běžné obuvi. Do přehledu bylo v prvotní fázi zahrnuto 466 studií, po vyřazení studií nespĺňujících kritéria přehledu zbylo 15 studií. Z review vyplývá, že při chůzi v botách se mění stereotyp chůze v porovnání s chůzí naboso. Konkrétní změny, jež byly zjištěny ohledně chůze naboso:

- zkracuje se délka kroku (6 studií), při chůzi v obuvi s ohebnou podrážkou o něco méně (1 studie)
- zvyšuje se frekvence kroku (4 studie), při chůzi v obuvi s ohebnou podrážkou o něco méně (1 studie)

- % dvojí opory během krokového cyklu se snižují při chůzi naboso (1 studie)
- doba opěrné fáze se snižuje při chůzi naboso (2 studie)
- doba švihové fáze krokového cyklu se prodlužuje při chůzi naboso
- doba kroku se zkracuje (2 studie)
- rychlost chůze se v některých studiích snižovala (3 studie) a v jiných nebyly zjištěny signifikantní rozdíly (3 studie)
- kinematické parametry:
 - šířka nohy a rozšíření nohy při zatížení je větší při chůzi naboso než v botách u lidí běžně se obouvajících (1 studie - S. Wolf et al., 2008) i než v sandálech (1 studie)
 - v botách je prokazatelně omezená změna prodloužení mediálního oblouku podélné klenby při zatížení oproti chůzi naboso (1 studie - (S. Wolf et al., 2008)
 - lidé chodící běžně naboso mají širší nohu, zvláště přednoží oproti lidem chodící v botách (1 studie - (D'AoÚt et al., 2009))
 - při chůzi naboso je signifikantně zvětšen úhel v kotníku při došlapu – je větší plantární flexe v porovnání s chůzí v atletických botách, sandálech, žabkách (4 studie)
 - omezená everze, addukce, zevní rotace a torze v kotníku při chůzi v botách či sandálech oproti chůzi naboso (3 studie)
 - změna v biomechanice kolenního kloubu – při chůzi naboso větší flexe při iniciálním kontaktu oproti chůzi v botách (2 studie)

kinetické parametry

- výsledky studií se neshodují u flexe/extenze kyčelních kloubů
- u chůze naboso byl snížen iniciální vrchol reakční síly podložky (2 studie)
- snížený pokles síly mezi primárními a sekundárními vrcholy vertikální síly (1 studie)
- snížená brzdící reakční síla podložky (2 studie)
- výsledky studií se neshodují u propulzivní reakční síly podložky (1 studie zjistila snížení, 2 zvýšení)
- s výše uvedeným bodem také souvisí snížená dorzální flexe v kotníku v počátku stojné fáze krokového cyklu (1 studie) a snížený moment plantární flexe na konci stojné fáze krokového cyklu při chůzi naboso (1 studie)

- ke snížení varózního momentu kolenního kloubu a zvýšení inverzního momentu hlezenního kloubu v pozdní stojné fázi došlo při chůzi naboso
- při chůzi naboso byl zvýšen maximální plantární tlak (peak plantar pressure) pod patní kostí a MT ale nebyl změněn v oblasti I. MT oproti atletické obuvi a žabkám naopak u lidí, kteří běžně chodí naboso, byly tyto tlaky nejnižší a u lidí, kteří chodili běžně obutí, byl nízký tlak pod palcem a v oblasti středonoží (D'août et al., 2009)
- byly zjištěny větší mediolaterální a menší anteropostariorní posuny COP (center of pressure, působíště vektoru reakčních sil podložky) při chůzi naboso oproti chůzi v atletické obuvi, v sandálech a v žabkách

EMG aktivita svalů

- při chůzi ve flexibilních běžných atletických botách i při chůzi v botách s antipronační stélkou/tvarem, se změnila svalová aktivita svalů DKK oproti chůzi naboso – u m. fibularis longus se zvýšila, u m. tibialis anterior se snížila maximální hodnota svalové aktivity (Scott et al., 2012)
- maximální EMG aktivita nastala později u m. fibularis longus a m. tibialis anterior při chůzi naboso oproti chůzi v botách, dříve nastala max EMG aktivita u m. gastrocnemius medialis při chůzi v botách s antipronační stélkou oproti chůzi naboso (Scott et al., 2012)
- při chůzi naboso byla zjištěna lehce vyšší průměrná EMG aktivita m. iliocostalis (pars lumbalis), m. sternocleidomastoideus a extenzorů šíje oproti chůzi v konvenční obuvi (Wirth et al., 2011)
- výrazně vyšší maximální EMG aktivita krátkých extenzorů šíje byla zjištěna při chůzi naboso oproti chůzi v konvenční obuvi (Wirth et al., 2011)

Roca-Dols et al. (2018) ve studii zjistili, že se aktivita m. peroneus longus et m. peroneus brevis chůze se odlišuje při chůzi v různém typu obuvi od chůze naboso. Rozlišoval různé fáze krokového cyklu. (maximální amplituda svalové aktivity m. PL se zvýší ve fázi midstance při chůzi ve sportovních botách se vzduchovou komorou oproti chůzi naboso, ve fázi propulze se naopak sníží tzn., že se zmenší se síla odrazu. U obuvi s podrážkou z (ethyl-vinyl-acetát) EVA se sníží maximální amplituda m. PL v porovnání s chůzi naboso. U bot s pronační podporou nebyl prokázán signifikantní rozdíl aktivity m. PL proti chůzi naboso. U m. peroneus brevis se snížila maximální amplituda EMG aktivity ve fázi propulze při chůzi ve všech typech obuvi proti chůzi naboso. Při chůzi v botách se snižuje maximální svalová amplituda svalů důležitých pro laterální stabilitu hlezna.

4 z 5 studií systematického přehledu (Murley et al, 2009) zjistili signifikantní změny v EMG aktivitě dolní části zad či dolních končetin se zvýšeným podpatkem. např. Lee et al. (2001) zjistil, že se zvyšuje aktivita svalů dolní části zad při chůzi na vysokých podpatcích, zároveň se zvyšuje EMG aktivita m. tibialis anterior a vertikální pohyb tělesného centra.

Franklin et al. (2017) zjistil, že po 4měsíčním chození v minimalistické obuvi se zlepšila síla svalů nohy i stabilita. To potvrdil ve své studii i Petersen et al. (2020), který zjistil, že chůze v barefoot obuvi je u starších lidí stabilnější než chůze naboso. Doporučuje chůzi v barefoot obuvi, jako prevenci rizika pádu u starší populace.

2.7 Elektromyografie

EMG je elektrofyziologická diagnostická metoda zjišťující stav kosterního svalstva a jeho řízení nervovým systémem. Podstatou EMG je snímání elektrické aktivity svalové tkáně pomocí elektrod. Elektrody mohou být umístěny na povrchu těla, takové vyšetření nazýváme povrchovou EMG, či uvnitř svalu, kdy jde o tzv. detekční EMG (jehlové elektrody, ale i flexibilní drátové elektrody, mikropipety plněné elektrolytem atp.). Jehlová EMG zjišťuje potenciál jen z jednoho či několika svalových vláken. Z elektrod je signál přenášen přes různá elektronická zařízení do osciloskopu, který signál digitalizuje a zobrazí na monitoru. Během přenosu z elektrod do osciloskopu je signál upraven – zesílen, digitalizován a stabilizován a jsou potlačeny nežádoucí signály (Zedka & Valouchová).

2.7.1 Povrchová elektromyografie

Při vyšetření povrchovou EMG je snímána suma potenciálů mnoha svalových vláken pod elektrodami (Krobot & Kolářová, 2011). Elektromyografický signál vzniká skládáním jednotlivých akčních potenciálů a jeho amplituda roste s intenzitou svalové kontrakce. Nicméně neroste lineárně, protože aktivita motorických jednotek se překrývá a také proto, že každá motorická jednotka má jiný počet svalových vláken. Při svalové aktivitě roste postupně nábor motorických jednotek od nejmenších. Při frekvenci aktivity motorických jednotek do 10 Hz lze mluvit o izolované kontrakci. Při zrychlení náboru motorických jednotek se postupně jejich aktivita začíná překrývat a při 50 Hz můžeme mluvit o souvislé kontrakci. Změny svalové síly jsou detekovatelné později, než nastávají. Může za to elektromechanické zpoždění (Špulák, 2016).

Tato metoda je neinvazivní, nevyvolává účastníkům diskomfort ani bolest, je snadno aplikovatelná na kůži a pro aplikaci není potřeba specifický trénink a můžeme díky ní zjistit

aktivitu významné části motorických jednotek, které pravděpodobně odpovídají aktivitě celého svalu (Basmajian & De Luca, 1985).

Při povrchové EMG jsou elektrody umístěny paralelně s průběhem svalových vláken. Nalepené elektrody snímají elektrický potenciál s různou fází vzhledem k referenční elektrodě, která je umístěna v oblasti, elektricky co nejméně aktivní (Krobot & Kolářová, 2011). Nevýhodou této metody je, že se dá použít pouze na povrchové svaly. Elektrody snímají elektrické signály z jejich bezprostředního okolí, proto je vhodné při publikaci výsledků uvést lokalizaci elektrod (Janda, 1984).

Elektrody by měly být aplikovány mezi motorický bod a úpon svalu nebo mezi dva motorické body (De Luca, 2002). Elektrody se nesmí pohnout, kdyby se tak stalo, změní se poloha k inervační zóně, k šlacho-svalovému spojení a středové linii svalu. Při porovnání aktivace svalů u různých lidí je nutné brát v potaz i množství podkožního tuku. Tyto faktory mají vliv na amplitudu signálu (De Luca, 1997).

Při měření povrchovou EMG můžeme zjišťovat:

- čas aktivace svalu, tj. začátek excitace a konec excitace svalu,
- sílu produkovanou svalem,
- index rychlosti při, které se sval unaví (analýzou frekvenčního spektra signálu).

(De Luca, 2002)

2.8 Zpracování EMG signálu

2.8.1 Biologické a technické artefakty

Při měření mohou vzniknout biologické a technické artefakty. Při snímání elektromyografické aktivity se je snažíme eliminovat případně detekovat při následné analýze EMG signálu. Zde popisují některé z nich:

1. Při sledování pohybových aktivit mohou vzniknout artefakty mechanickým namáháním elektrod či jejich posunutím vůči sledovanému svalu. Takovýto artefakt může mít podobu nízkofrekvenčních složek, ty lze odfiltrovat horní propustí s mezním kmitočtem 20 Hz (Špulák, 2016). *“Filtrace horní propustí se využívá, pokud rušivé složky časových řad vykazují nižší frekvence než složky užitečné” (Schwarz)*. Mnoho artefaktů má nízkou frekvenci, proto se často používá horní propust (De Luca et al., 2010). Pokud se provádí detekce začátků svalové aktivity ručně, doporučuje se použít pásmovou propust s kmitočtem

10-1000 Hz, kdy jsou zachované i nižší kmitočty (Špulák, 2016). Pásmová propust, propouští jen určité pásmo frekvencí signálu. (Kubík, 2011).

2. Při pohybu elektrody může vzniknout také artefakt v podobě úzkých špiček. Ty nelze odfiltrovat. Lze použít metodu, která je detekuje a nevyhodnotí jako svalovou aktivitu. Mnoho autorů se shoduje na tom, že poloha elektrody má vliv na velikost amplitudy. Z toho vyplývá, že i posunem elektrod během pohybu se mění EMG signál. Přičemž, některé svaly jsou na tento fakt náchylnější než jiné (Špulák, 2016).
3. Biologické artefakty mohou vzniknout také EMG aktivitou okolních svalů. Detekce těchto artefaktů je možná pouze pomocí analýzy krokového cyklu a zjištění, že daný sval je za fyziologických okolností v danou dobu neaktivní. Z tohoto důvodu se detekce aktivity okolních svalů ve většině případů neprovádí. Tomuto artefaktu lze prakticky předejít pouze správným umístěním elektrod a zmenšením plochy elektrody (Špulák, 2016).
4. EMG signál měřeného svalu může být rušen také elektrokardiografickým signálem. Tento artefakt způsobený elektrickou aktivitou myokardu lze eliminovat měřením svalů na pravé polovině těla. To lze zohlednit při plánování výzkumu (Špulák, 2016).
5. Další artefakt vzniká elektromagnetickou aktivitou napájení ze sítě. To lze eliminovat méně či více praktickými způsoby např. použitím Faradayovi klece, měřením daleko od elektrorozvodné soustavy či vhodnou konstrukcí záznamového zařízení (diferenční vstupy zesilovače, stíněné signálové kabely a předzesilovače blízko elektrod). Díky kvalitě aparatury není rušení EMG signálu napájením ze sítě veliké, a tudíž není nutné provádět úpravy EMG signálu z tohoto důvodu. Pokud by byl EMG signál i přesto nezanedbatelně rušen napájením ze sítě je nutné ho odfiltrovat. Pro potlačení základní frekvence stačí použít pásmovou zádrž FIR (finite duration impuls response – filtry s konečnou impulsní odezvou) nebo IIR (infinite impuls response – filtry s nekonečnou impulsní odezvou, Špulák, 2016).

2.8.2 Segmentace a interpolace signálu

Při měření periodického pohybu se provádí segmentace na opakující se části EMG signálu. Segmentaci je možné odvodit ze záznamu mechanické fyzikální veličiny, v takovém

případě se při měření snímá kromě EMG signálu i signál popisující fyzickou stránku pohybu např. signál z tlakového snímače, ze světelného senzoru nebo z akcelerometru umístěného na těle probanda. Při tomto typu segmentace je nutné oba signály synchronizovat. Dále se k segmentaci může využít videozáznam pořízený během pohybu. Segmentace pak spočívá ve vybrání specifických bodů z obrazu. K jejich vyznačení se používají speciální markery přilepené na tělo probanda. Ty jsou ve videozáznamu snadno detekovatelné. Zpracování videozáznamu je velice náročné. Tato segmentace je náchylná na rušivé elementy např. předměty mezi kamerou a snímanou osobou. K segmentaci se dá využít také práce s optickými kinematickými systémy. Pokud není během měření získán jiný segmentační signál, používá se k segmentaci samotný elektromyografický signál. Nejdříve je potřeba vybrat vhodný kanál, který se k segmentaci bude používat. Výběr se provádí vizuálním posouzením kanálů. Vhodný kanál je takový, který má pravidelný průběh aktivity v celém zpracovaném záznamu a v každém pohybovém cyklu se nachází ostré jasné maximum svalové aktivity. Při porovnávání svalové aktivity různých subjektů a různých aktivit je vhodné snažit se najít kanál, který by byl použitelný pro segmentaci pro všechny záznamy. To ovšem není vždy možné (odlišné aktivity, drobné odlišnosti v nalepení elektrod). Při segmentaci odvozené z elektromyografického signálu se signál převede do absolutních hodnot a filtruje dolní propustí. Tím se získá obálka EMG signálu. Na ní se dají zjišťovat lokální extrémy. Při detekci vybíráme největší maximum z daného pohybového cyklu. Toto maximum se dá využít jako rozhraní pohybových cyklů (Špulák, 2016).

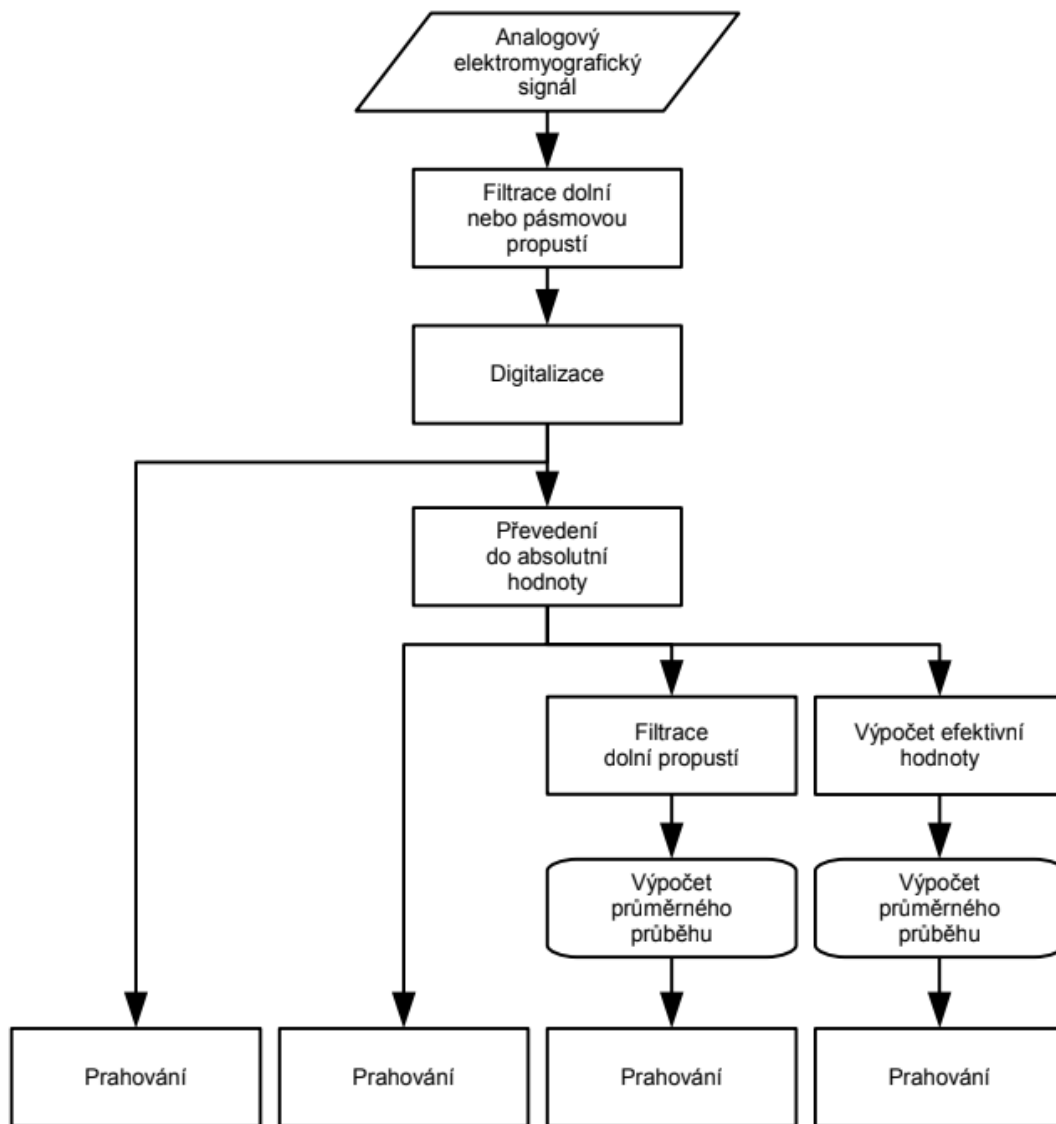
Při zpracování EMG signálu potřebujeme znát přesnou fázi pohybového cyklu znázorněnou v procentech. Ze segmentace se dozvíme časovou polohu 0 % resp. 100 % pohybového cyklu. Potřebujeme ještě zjistit fázi pohybového cyklu mezi segmentačními značkami. Fáze pohybového cyklu se odhaduje pomocí interpolace. Při měření lidského pohybu, který není dokonale periodický, se používá pružná interpolace (Špulák, 2016).

2.8.3 Detekce začátků a konců svalové aktivity

Detekce svalové aktivity v elektromyografickém záznamu lze provádět ručně. Tato metoda je ovšem velice subjektivní a také časově náročná. Proto se využívají metody, které nám detekci svalové aktivity částečně automatizují, např. prahování obálky elektromyografického signálu či detekce konců či trojúhelníková metoda (Špulák, 2016).

2.8.4 Prahování obálky elektromyografického signálu

V záznamovém zařízení vzniká analogový elektromyografický signál. Ten je již v záznamovém zařízení frekvenčně omezen průchodem pásmovou nebo dolní propustí. Tímto se odfiltrují některé artefakty a také tato úprava EMG signálu slouží jako antialiasing filtr (Špulák, 2016). Ten má za úkol zabránit deformaci a tím i ztrátě naměřeného signálu (Vágner, 2006). Pokud nebyl do této chvíle signál převeden do digitální podoby, děje se tak v této fázi procesu. Signál se dále převádí do absolutní hodnoty, ze které lze provádět prahování. Většinou se ale signál ještě před prahováním filtruje pomocí dolní propusti, to slouží k vyhlazení EMG signálu. Tím vzniká odhad tzv. obálky elektromyografického signálu. Při periodicky opakujícím se pohybu se často provádí segmentace na dílčí periodicky se opakující části EMG signálu. Části obálek z periodicky opakujících se úseků EMG signálu se interpolují na jednotnou délku a průměrují. Z průměrného průběhu lze provést detekci začátku a konce svalové aktivity. Pro lepší představu průběhu tohoto procesu uvádím vývojový diagram zachycující operace prováděné před prahováním. Interpolace a segmentace jsou na diagramu znázorněny jako Výpočet průměrného průběhu. Nejčastěji se používá postup podle čtvrtého sloupce znázorněného ve vývojovém diagramu (Obr. č. 3, Špulák, 2016).



Obr. č. 3: Vývojový diagram zachycující operace předcházející prahování (Špulák, 2016)

Prahování je jedna z metod, která se používá pro detekci svalové aktivity. Při této metodě se sleduje amplituda signálu. Zjišťujeme, jestli amplituda signálu dosáhne určité hodnoty, které říkáme práh. Prahování je snadno naprogramovatelné, a proto patří mezi nejpoužívanější metody detekce svalové aktivity (Špulák, 2016).

2.8.5 Měření EMG periodického pohybu

Chůze patří do periodických pohybů. Takové pohyby splňují podmínku pravidelného opakování pohybového stavu tělesa. Nejkratší doba, za kterou se pohybový stav zopakuje, je nazývána periodou (Vlachová, 2006). Pro lidi je typická variabilita pohybu, žádný pohyb nejsme schopni zopakovat. Není možné, aby byl signál z elektrod úplně stejný při cyklickém

pohybu (Konrad, 2005). Může se ale periodickému pohybu blížit, jako tomu je při chůzi, běhu, jízdě na rotopedu či kole, běhu na lyžích atp. Vzhledem k tomu, že pohyb člověka není možné provést periodicky, musíme i matematickou definici periodického pohybu brát s rezervou. Fakt, že mohou nastat různé odlišnosti od periodického pohybu, je také nutné zohlednit při vyhodnocování měření EMG. Při měření se v periodách může objevit nižší amplituda či rozdílné tempo nebo odlišná aktivace svalu, přesto je tento pohyb brán jako periodický (Špulák, 2016). Také je nutné pro vyhodnocení signálu mít 6–30 opakování snímaného pohybu. Poté se dělá průměr signálu z těchto opakování (Konrad, 2005). Pro chůzi je vhodné měřit minimálně 10 kroků (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016). U pohybů, kde se střídá aktivita pravé a levé poloviny těla, např. u chůze, se perioda skládá z dvojkroku. Až tehdy se můžou naměřené veličiny opakovat (Špulák, 2016).

3. METODOLOGIE

3.1 Cíle práce

Cílem práce je porovnat aktivitu vybraných svalů trupu a pletence pánevního při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso.

3.2 Výzkumné otázky

V1: Existuje statisticky významný rozdíl v parametrech EMG aktivity m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. erector spinae, m. obliquus abdominis externus, m. serratus anterior při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso ve výzkumném skupině?

V2: Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnou maximální svalovou aktivitou při chůzi v konfekční obuvi, chůzi v barefoot obuvi a chůzi naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) při porovnání mezi jednotlivými probandy ve výzkumné skupině?

V3: Existuje statisticky významný rozdíl průměrné maximální svalové aktivity při porovnání chůze v konfekční obuvi, chůze v barefoot obuvi a chůze naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) u jednoho probanda v rámci výzkumné skupiny?

3.3 Hypotézy

H₁: Maximální svalová aktivita, průměrný nástup svalové aktivity a průměrná doba svalové aktivity vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) bude různá při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso.

H₂: Průměrná maximální svalová aktivita při chůzi v konfekční obuvi, chůzi v barefoot obuvi a chůzi naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) se bude lišit při porovnání mezi jednotlivými probandy.

H₃: Průměrná maximální svalová aktivita se bude lišit při porovnání chůze v konfekční obuvi, chůze v barefoot obuvi a chůze naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m.

gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) u jednoho probanda.

3.4 Úkoly práce

- 1) Formulace teoretických východisek
- 2) Stanovení podoby výzkumu, výběr zkoumaného souboru, výběr zkoumaných svalů
- 3) Provedení experimentu
- 4) Analýza, statické zpracování a interpretace naměřených dat
- 5) Stanovení závěru na základě analýzy získaných dat

4. METODIKA PRÁCE

Tato práce se řadí mezi empirický kvantitativní typ výzkumu. Jsou v ní sledovány kvantitativní ukazatele se zaměřením na hledání příčinných vztahů mezi proměnnými.

4.1 Zkoumaný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 9 respondentů. Výběr respondentů probíhal záměrným výběrem ze základního souboru: lidé co chodí minimálně 3 měsíce v barefoot botách a splňují věkovou hranici 18-60 let, jsou zdraví a bez předchozích zranění na dolních končetinách. Respondenti byli vybíráni tak, aby neměli v anamnéze akutní ani chronické onemocnění pohybové soustavy. Kritérium 3 měsíců bylo zvoleno, tak aby účastníci výzkumu měli už zkušenost a uměli chodit v tomto typu obuvi. Probandi byli informováni o průběhu měření a zpracování dat v podobě diplomové práce. Všichni respondenti souhlasili s účastí ve výzkumu a podepsali informovaný souhlas (viz příloha č. 2). Zpracování dat probíhalo anonymně a bylo schváleno Etickou komisí FTVS UK v Praze dne 18. 8. 2021, pod jednacím číslem 016/2021 (viz příloha č. 1).

4.2 Technické vybavení

Ke snímání elektromyografického záznamu jsem použila přenosný Biomonitor ME6000 od firmy Mega Electronics Ltd. Zařízení je schopné uložit informace o elektrické aktivitě až z 16 kanálů. Vstupní obvody dosahují činitele potlačení souhlasného rušení 110 dB. Pro digitalizaci byla použita vzorkovací frekvence 1kHz. Pro snímání elektrické aktivity svalů byly použity oválné samolepící Ag-AgCl elektrody. Každý z účastníků výzkumu měl dva páry bot – konfekční sportovní obuv a barefoot obuv. Vybavení bylo pro tuto diplomovou práci zapůjčeno od KSP FTVS UK.

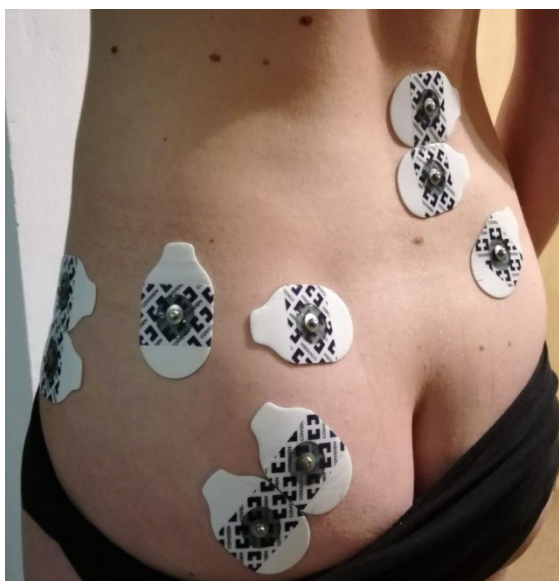
4.3 Průběh měření

Měření probíhalo na travnaté ploše ve vnitrobloku areálu FTVS UK v ohraničeném prostoru a v laboratořích KSP FTVS UK. Nejdřív proběhlo nalepení elektrod na příslušné svaly. Dvě elektrody byly nalepené v průběhu svalových vláken na místa největší svalové kontrakce palpované během aktivace svalu. Zemní elektroda byla nalepena mimo svalová vlákna snímaného svalu v dosahu kabelu. Pro tento výzkum bylo použito 5 kanálů. Elektrody byly nalepené na levý m. gluteus medius, levý m. gluteus maximus, pravý m. erector spinae,

pravý m. obliquus externus abdominis, pravý m. serratus anterior. Tuto stranu jsem si vybrala proto, abych měřila na pravé straně hrudního koše. Na levé straně by EMG signál mohl být narušen elektrickou aktivitou myokardu. Na obrázcích č. 4 a 5 jsou zobrazená místa nalepení elektrod pro příslušné svaly.



Obr. č. 4: Umístění elektrod pro snímání svalové aktivity m. serratus anterior a m. obliquus externus abdominis (archiv autorky)

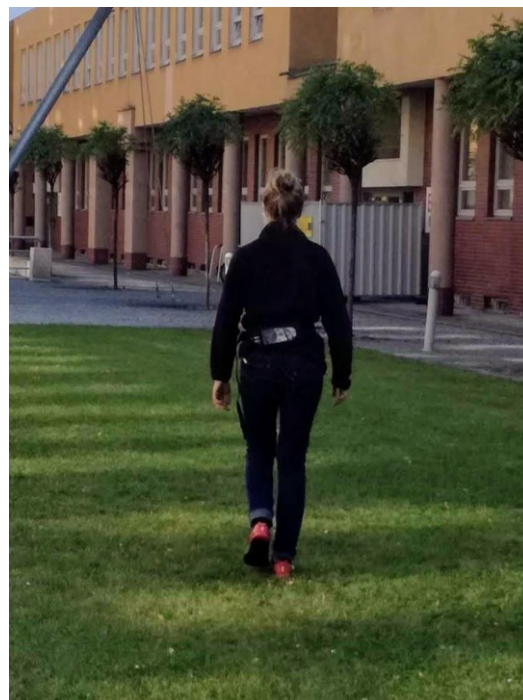


Obr. č. 5: Umístění elektrod pro snímání elektrické aktivity m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. erector spinae (archiv autorky)

Následovalo zjištění maximální svalová kontrakce (MVC) všech měřených svalů pomocí svalového testu dle Jandy. Přenosné záznamové zařízení bylo uloženo v ledvince a upevněno na tělo probanda pomocí pásu, tak aby neomezovalo pohyb účastníka experimentu. Poté proběhlo samotné vyšetření chůze. Účastník experimentu byl instruován, aby šel svoji přirozenou rychlostí a nesnažil se chůzi měnit. Proband s nalepenými elektrodami a se zařízením, které uchovávalo naměřená data, ušel cca 30 kroků v konfekční obuvi, v BF botách a naboso po trávě (viz obrázky č. 6, 7, 8).



Obr. č. 6: Chůze naboso po trávě (archiv autorky)
autorky)



Obr. č. 7: Chůze v konfekční obuvi po trávě (archiv



Obr. č. 8: Chůze v barefoot botách po trávě (archiv autorky)

4.4 Analýza dat

Data byla ze snímacího zařízení uložena do notebooku a exportována do programu MATLAB, kde probíhala jejich další úprava. Analýzu EMG signálu vypracovala Mgr. Radka Bačáková, Ph. D, vedoucí práce.

EMG signál získaný při měření se skládá z amplitud akčních potenciálů naměřených mezi elektrodami. Tento signál nám dává informaci o aktivaci svalu. Je nutné ho ale dále upravovat, pokud z něj chceme získat další data. Při úpravě byly potlačeny technické a biologické artefakty, byla provedena segmentaci elektromyografického signálu na jednotlivé pohybové cykly, kdy byl nejdříve vybrán vhodný kanál pro tuto operaci, signál byl následně převeden do absolutních hodnot a filtrován pomocí dolní propusti a tím byla získána obálka EMG signálu daného svalu. Z obálky byly detekovány lokální extrémy. Nejvyšší maximum se dále využívá pro segmentaci. Dále byl signál upraven pomocí pružné interpolace, která je pro analýzu lidského (nedokonale periodického) pohybu vhodnější než lineární (Špulák, 2016). Díky této operaci jsme získali fáze pohybového cyklu. Dále byla provedena detekce svalové aktivity prahováním. Takto byly zjištěny začátky a konce svalové aktivity.

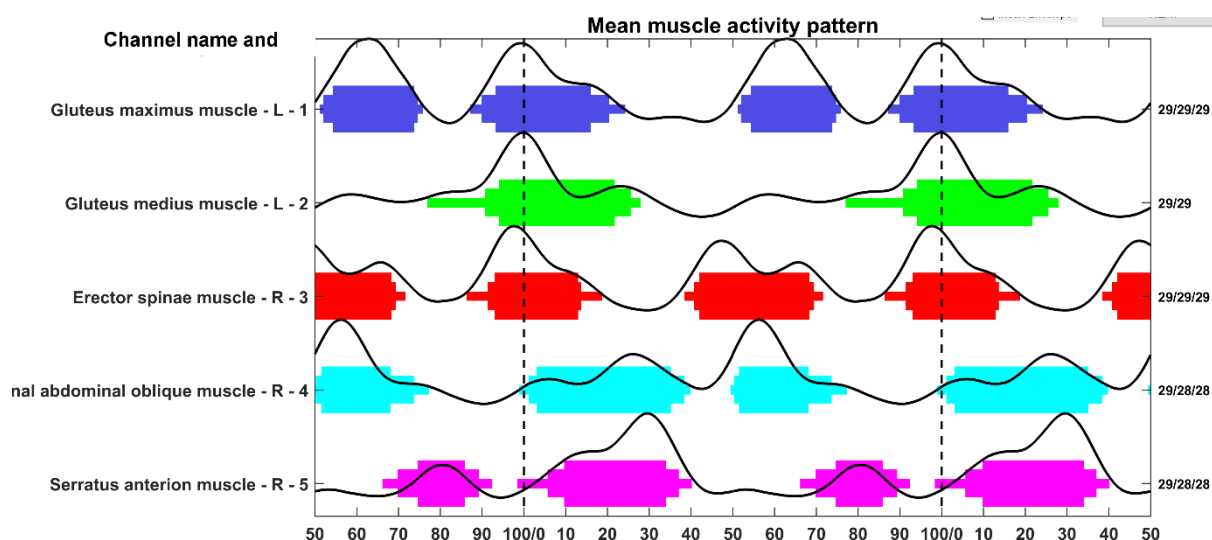
Komparativní analýza svalové aktivity byla provedena na základě průměrné signálové obálky s detekcí maxima v rámci pohybového cyklu. Dále na základě detekce svalové aktivity, tj. doby nástupu svalové aktivity a konce svalové aktivity či délky aktivace svalu. Analyzovali jsme EMG aktivitu 5 svalů, při 3 druzích pohybu.

4.5 Statistické zpracování výsledků

Data byla upravena v MS excel do data setů a dále zpracována v MS Excel se softwarem XLSTAT 2022 a v statistickém softwaru Jamovi 2.3.18.

Cílem bylo porovnat svalovou aktivitu daného svalu během 3 různých variant chůze (v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso) a tím zjistit, zda jsou rozdíly na daném vzorku statisticky významné. Vzhledem k časové různosti krokového cyklu, při chůzi v různém typu obuvi/naboso a mezi probandy, byla časová osa normalizována na procenta krokového cyklu.

Na obrázku č. 9 je vzor svalové koordinace jednoho probanda všech měřených svalů.



Obr. č. 9: Zobrazení průměrného naměřeného EMG signálu 1. probanda ze všech pěti kanálů. Osa „x“ znázorňuje normalizovaný časový průběh v procentech krokového cyklu, svislé přerušované čáry ukazují 100/0 % pohybového cyklu, na ose „y“ jsou názvy měřených svalů

Pro ověření normality dat byl použit Kolmogorov-Smirnov test normality dat a sestaven histogram. Byly spočítány míry centrální tendence (aritmetický průměr, medián, modus) měřených dat. Míru variability jsme zjistili směrodatnou odchylkou. Pro zjištění rozptylu hodnot jsme použili F-test. Pro porovnání dat mezi skupinami chůze v konfekční obuvi, chůze v barefoot obuvi a chůze naboso byla použita jednocestná ANOVA. ANOVA neboli analýza rozptylu zjišťuje, jestli existuje rozdíl mezi průměry jednotlivých skupin, jak moc se jednotlivci liší od průměru jejich skupiny. Je založena na předpokladu, že posuzovaný vzorek dat je náhodný výběr z populace s normálním rozložením se stejnou směrodatnou odchylkou. Dále se předpokládá že, všechna měření jsou nezávislá. Hodnota p-value $\alpha < 0,05$

byla stanovena jako hladina statistické významnosti (Zvárová, 2011). V rámci vyhodnocování mezi skupinových rozdílů byly testovány tyto parametry:

1. maximální hodnota EMG obalové křivky m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae, m. OEA, m. serratus anterior
2. nástup svalové aktivity v % normalizovaného krokového cyklu m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae, m. OEA, m. serratus anterior
3. pořadí nástupu svalové aktivity měřených svalů

Pro zjištění rozdílů průměrů mezi dvěma skupinami byly použity post-hoc testy (mnohonásobná porovnání). S opakujícím se porovnáváním rozdílů průměru se zvyšuje pravděpodobnost chyby. Proto mají tyto testy stanovenou hladinu významnosti p na základě počtu mnohonásobných testů (Zvárová, 2011).

K vyhodnocení rozdílů mezi svalovou aktivitou konkrétních svalů mezi dvěma probandy jsme použili nepárový t-test. Hlavním cílem analýzy pomocí tohoto testu je rozhodnout, zda se liší střední hodnoty dvou nezávislých výběrů se stejnou proměnnou (Friedecký & Jabor).

Jedním z dílčích cílů bylo porovnat maximální svalovou aktivitu měřených svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a bez bot. Pro tyto účely byla změřena, standardizovaným svalovým testem dle Jandy, maximální volní kontrakce (MVC). Testování jednoho svalu probíhalo vždy 3x. Ze všech měření byly vybrány největší hodnoty svalové aktivity. Hodnoty MVC byly označeny jako standardizované, jelikož byly dělané podle standardizovaného testu a jedním fyzioterapeutem.

5. VÝSLEDKY

V této kapitole jsou interpretovány naměřené hodnoty EMG aktivity m. gluteus maximus levé strany, m. gluteus medius levé strany, m. erector spinae pravé strany, m. obliquus externus abdominis pravé strany a pravého m. serratus anterior a jejich porovnání při chůzi po trávě v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso.

5.1 Porovnání maximální aktivity svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso

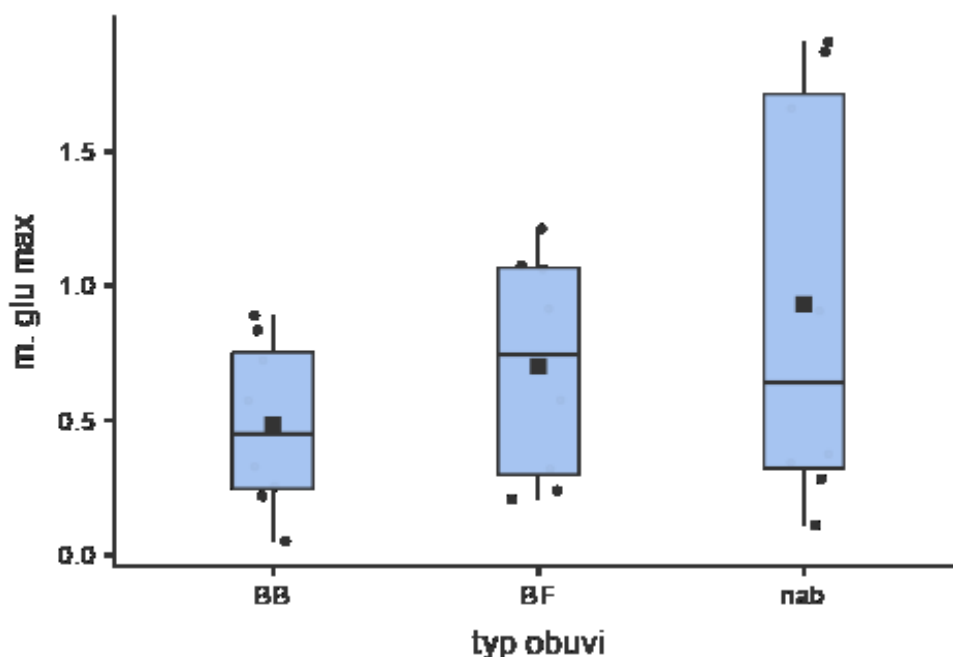
V této podkapitole je popsáno a graficky znázorněno porovnání maximálních hodnot EMG aktivity určených svalů na těle mezi různými typy chůze. Vyhodnoceno bylo 30 ± 2 krokových cyklů, z nichž byly zjištěny maximální hodnoty křivky ze všech aktivit. Ze tří měření maximální volní kontrakce (MVC) byla vybrána nejvyšší hodnota MVC. Porovnány byly hodnoty 9 participantů. Data MVC 6. participanta nebyla k dispozici. U probanda č. 7 se vyskytly v EMG signálu m. erector spinae výrazné artefakty, proto byly jeho hodnoty nahrazené průměrem dané proměnné. Naměřené hodnoty odpovídají dle Kolmogorov-Smirnov test normality dat Gaussovu normálnímu rozložení dat. Dle posouzení histogramů se v datech vyskytují mezery a posléze také nenásledují normální rozdělení, tyto fakta jsou způsobená nízkým vzorkem probandů. Dle centrální limitní věty (neformální verze: „*Uvažujme součet n nezávislých stejně rozdělených náhodných veličin. S rostoucím n se rozdělení tohoto součtu (za určitých předpokladů) blíží normálnímu rozložení.*“ (Turčičová)) lze data za normální považovat a využít parametrických metod.

Pro porovnání hodnot mezi skupinami konfekční obuv, barefoot a naboso byla použita ANOVA. Pro zjištění závislosti dvou proměnných byla použita korelační matice.

Při porovnání průměrných maximálních hodnot EMG aktivity, pro které byla použita jednocestná ANOVA nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi svalovou aktivací měřených svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha < 0,05$.

Na grafu č. 1 je znázorněn příklad grafického zpracování porovnání průměrné maximální aktivity svalů při chůzi v různé typu obuvi z celého zpracovaného úseku. Na grafu je vidět medián průměrných maximálních hodnot EMG aktivity m. gluteus maximus pro chůzi v konfekční sportovní obuvi (v grafu BB, tj. běžecké boty), chůzi v barefoot obuvi (v grafu BF) a pro chůzi naboso (v grafu nab). Pro chůzi v konfekční obuvi nabývá medián hodnoty 45 % z MVC, pro chůzi v barefoot obuvi (v grafu BF) 74,5 % z MVC a pro chůzi

naboso (v grafu nab) 64,2 % z MVC. Hodnoty mediánů skupin BF a naboso jsou větší než hodnota pro konfekční skupinu. Pro porovnání průměrných maximálních hodnot EMG m. gluteus maximus byla použita jednocestná ANOVA. Hodnota statistické významnosti $p = 0,27$ není signifikantně významná. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha < 0,05$. Mezi skupinami není statisticky významný rozdíl.



Graf 1: Box ploty znázorňují průměrné maximální hodnoty EMG obalové křivky vztahované k hodnotě MVC při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso pro levý m. gluteus maximus. Začátek a konec sloupců znázorňují 1. a 3. quartil. Celý modrý sloupec ukazuje oblast ve, které se nachází 50 % naměřených hodnot. Na ose „x“ jsou maximální hodnoty EMG křivky. Na ose „y“ jsou typy obuvi

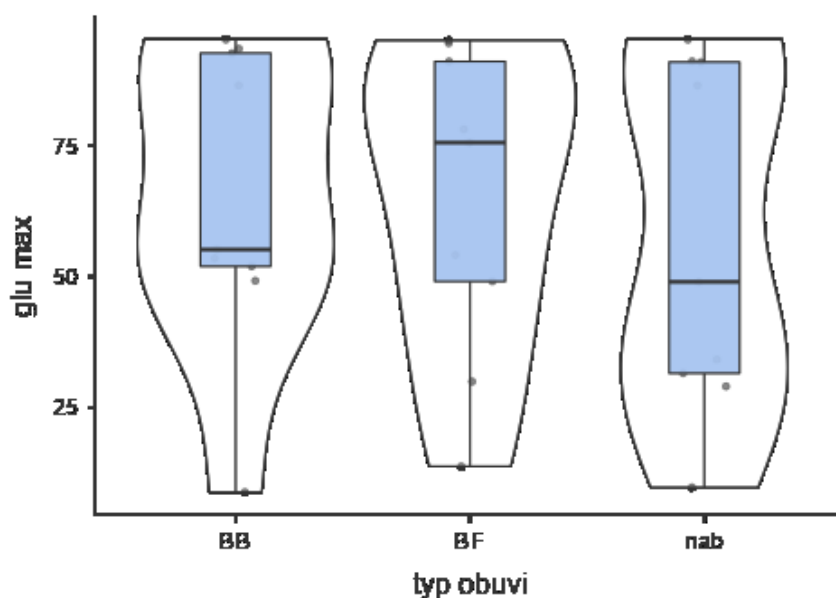
5.2 Porovnání nástupu svalové aktivity mezi chůzi v konfekční obuvi, v BF obuvi a naboso

V této podkapitole jsou porovnány data nástupu svalové aktivity měřených svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Krokový cyklus byl pro účely tohoto porovnání normalizován na procenta. Při vizuálním posouzení histogramů jsou viditelné mezery v hustotě rozložení dat, nicméně tento jev je dán nízkým počtem probandů, konkrétně 9. Podle centrální limitní věty (neformální verze: „Uvažujme součet n nezávislých stejně rozdělených náhodných veličin. S rostoucím n se rozdělení tohoto součtu (za určitých předpokladů) blíží normálnímu rozložení.“ (Turčičová)) lze tato data za normální považovat a při statistickém zpracování použít parametrických metod. V EMG křivce 6. respondenta při chůzi v barefoot obuvi bylo zjištěno velké množství artefaktů, které znehodnocovaly

kvalitu vzorku. Křivka EMG neodpovídala skutečné elektrické aktivitě svalu. Hodnota začátku aktivace svalu 6. probanda při chůzi v barefoot obuvi byla pro statistické zpracování nahrazena průměrnou hodnotou dané proměnné.

Pro porovnání nástupu svalové aktivity byla použita jednocestná ANOVA. Pro znázornění vztahu mezi dvěma proměnnými byla použita korelační matice.

Na grafu č. 2 je znázorněn příklad obrazového porovnání průměrného nástupu EMG aktivity m. gluteus maximus pro chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Medián pro chůzi v konfekční obuvi je 55,2 % normalizovaného krokového cyklu. Chůzi v barefoot obuvi odpovídá hodnoty nástupu svalové aktivity m. gluteus maximus 75,6 a pro chůzi naboso 49,0. ANOVA, ani post-hoc testy neprokázaly signifikantní rozdíl mezi nástupem EMG aktivity m. gluteus maximus při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso.



Graf č. 2: Box ploty znázorňující průměrného nástupu svalové aktivity levého m. gluteus maximus při chůzi v konfekční obuvi (BB), v barefoot obuvi (BF), a naboso (nab). Dále jsou v grafu zobrazeny křivky hustoty dat v každé měřené skupině. Na ose „X“ jsou procenta krokového cyklu, na ose „Y“ je vyobrazen typ obuvi

Míry centrální tendence, průměr a medián, a směrodatná odchylka nástupu EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso jsou znázorněny v tabulce č. 1.

	typ obuvi	glu max	glu med	erect spinae	EOA	ser ant
Mean	BB	65.2	89.6	53.3	46.7	51.4
	BF	64.6	77.0	63.3	25.8	51.2
	nab	57.5	94.1	50.1	44.9	43.6
Median	BB	55.2	93.1	40.7	9.99	31.6
	BF	75.6	92.8	55.6	2.44	49.5
	nab	49.0	94.5	35.6	5.16	30.5
Standard deviation	BB	29.1	11.1	37.1	48.9	42.9
	BF	29.5	27.5	30.2	40.3	39.5
	nab	33.4	2.04	42.6	49.8	35.6

Tabulka č. 1: Míry centrální tendence a směrodatná odchylka průměrného nástupu EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso

Jednocestná ANOVA neprokázala signifikantní rozdíl mezi začátkem svalové aktivity m. gluteus medius při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso, post hoc testy neprokázaly signifikantní rozdíl nástupu svalové aktivity m. gluteus maximus při porovnání dvou skupin chůze.

ANOVA neprokázala u žádného z měřených svalů výrazný rozdíl v době nástupu svalové aktivity při porovnání chůze v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Hodnoty post hoc testu byly vyšší než hladina významnosti $p = 0,05$. Rozdíl mezi 2 skupinami nebyl signifikantní u žádného svalu.

5.3 Doba svalové aktivace

V této podkapitole porovnávám průměrnou dobu svalové aktivace, chůze v konfekční obuvi s chůzí v barefoot obuvi s chůzí naboso, každého z měřených svalů.

V tabulce č. 2 je spočítána průměrná doby zapojení všech měřených svalů v procentech pohybového cyklu. ANOVA neprokázala statisticky významné rozdíly v průměrné době aktivace svalu. Zobrazeno v tabulce č. 2. Post hoc testy neukázaly signifikantní rozdíly mezi jednotlivými skupinami. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha < 0,05$.

Názvy svalů	konfi	BF	naboso
m. gluteus maximus sin.	70,69	73,64	83,02
m. gluteus medius sin.	28,42	48,33	25,12
m. erector spinae dx.	74,78	70,31	91,89
m. obliquus externus abdominis dx.	81,35	110,90	86,58
m. serratus anterior dx.	79,48	87,12	95,31

Tabulka č. 2: Průměrný medián doby aktivace všech měřených svalů, všech probandů dohromady při chůzi v konfekční obuvi (konfi), v barefoot obuvi (BF) a naboso v % krokového cyklu.

5.4 Rozdíl aktivity vybraných svalů mezi probandy

V této podkapitole jsou porovnány maximální hodnoty EMG obalové křivky jednotlivých svalů napříč účastníky výzkumu. Pro toto porovnání byla použita data získaná při měření maximální hodnoty EMG obalové křivky vybraných svalů při chůzi naboso. Tento vzorek dat byl vybrán, protože chůze naboso je tělu přirozenější než chůze v obuvi. K zjištění rozdílnosti EMG aktivity stejného svalu u dvou různých probandů byl použit nezávislý t-test. Toto porovnání bylo provedeno u všech probandů.

Rozdíl ve svalové aktivitě při porovnání mezi probandy u všech svalů dohromady byl statisticky významný u 81,43 % dat. Pro m. gluteus maximus byl statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách EMG obalové křivky při porovnání mezi dvěma probandy 80,77 %. Pro m. gluteus medius byl statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách EMG obalové křivky při porovnání mezi dvěma probandy 76,92 %. Pro m. erector spinae byl statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách EMG obalové křivky při porovnání mezi dvěma probandy 92,31 %. Pro m. obliquus externus abdominis byl statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách EMG obalové křivky při porovnání mezi dvěma probandy 69,23 %. Pro m. serratus anterior byl statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách EMG obalové křivky při porovnání mezi dvěma probandy 80,77 %. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha < 0,05$.

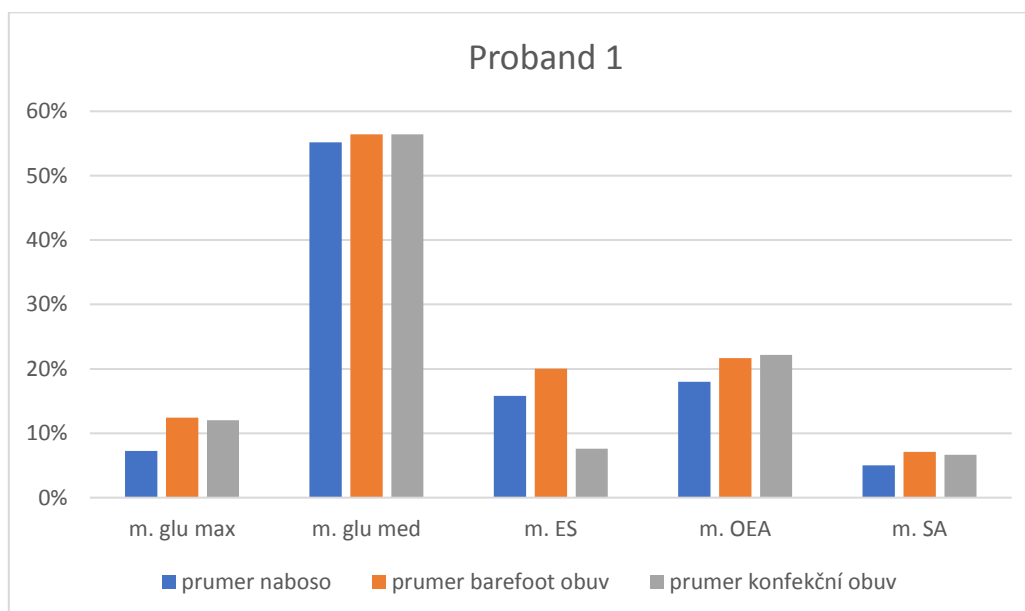
5.5 Rozdíl aktivity vybraných svalů při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso

V této podkapitole jsou zjišťovány intrapersonální rozdíly ve svalové aktivitě při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso u všech účastníků výzkumu. Rozdíly

byly měřeny u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky. Pro porovnání dat mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a chůzí naboso byla použita jednocestná ANOVA. Pro porovnání dat mezi dvěma druhy pohybu byly použity post-hoc testy. Porovnány byly hodnoty 8 participantů, protože hodnota MVC 6. probanda nebyla k dispozici.

Rozdíl ve svalové aktivitě, u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky, při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a naboso u všech svalů dohromady byl statisticky významný v 75 %. Hladina statistické významnosti p byla zvolena $\alpha = 0,05$. Rozdíl ve svalové aktivitě, u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky, při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a naboso u m. gluteus maximus byl statisticky významný u 75 % dat. Rozdíl ve svalové aktivitě, u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky, při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a naboso u m. gluteus medius byl statisticky významný u 37,5 % dat. Rozdíl ve svalové aktivitě, u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky, při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a naboso u m. erector spinae, m. obliquus externus abdominis a m. serratus anterior, byl u všech zmiňovaných svalů statisticky významný v 87,5 % dat. Hladina statistické významnosti p byla zvolena $\alpha < 0,05$.

Na grafu č. 3 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 1. probanda.



Graf č. 3: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 1. probanda

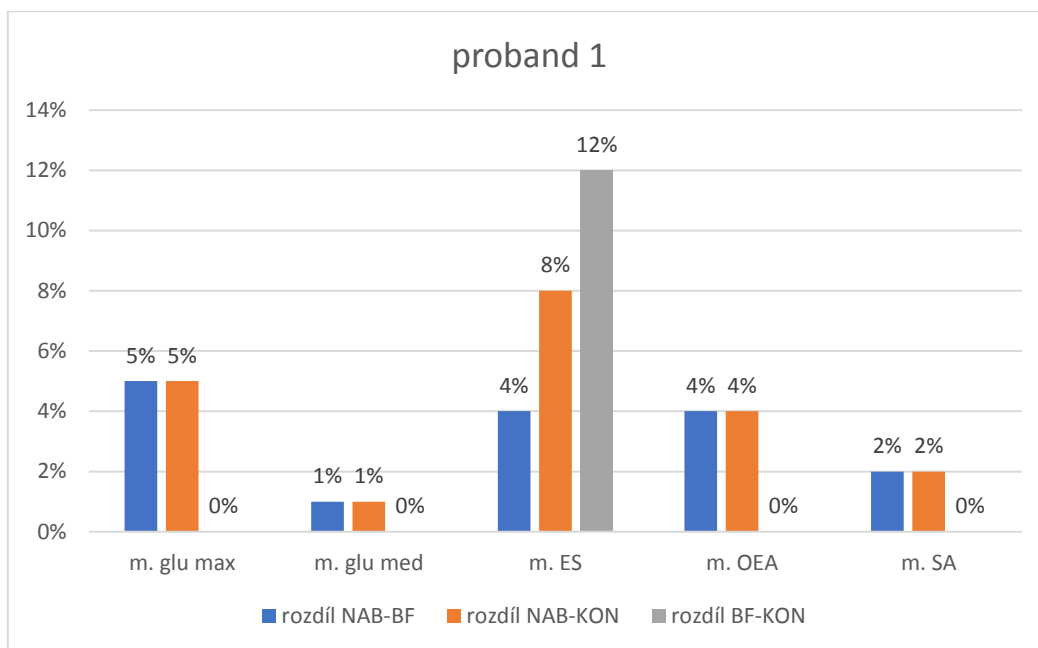
Na grafu č. 4 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC. Statisticky významný rozdíl byl naměřen u m. gluteus maximus, mezi chůzí v konfekční sportovní obuvi a chůzí naboso a mezi chůzí v barefoot obuvi a naboso. Na hladině statistické významnosti $p < 0,001$. Rozdíl mezi svalovou aktivitou m. gluteus maximus mezi chůzí v konfekční obuvi a v barefoot obuvi nebyl statisticky významný na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl u m. gluteus medius u žádného z měření. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha < 0,05$.

U m. erector spinae byly rozdíly při chůzi v konfekční sportovní obuvi v BF obuvi a naboso statisticky významné při porovnání analýzou rozptylu i post-hoc testy. Rozdíl svalové aktivity m. erector spinae při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi vs naboso a chůze v konfekční sportovní obuvi vs barefoot obuvi byl vyšší než při porovnání chůze v barefoot obuvi a naboso. Hladina statistické významnosti p , byla při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi vs naboso a chůze v konfekční sportovní obuvi vs barefoot obuvi, $\alpha < 0,001$ a při porovnání chůze v barefoot obuvi a naboso $\alpha < 0,01$.

U průměrné maximální svalové aktivity m. obliquus externus abdominis byl statisticky významný rozdíl při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi vs chůze naboso a chůze v konfekční sportovní obuvi vs chůze v BF obuvi. Neprokázal se statisticky významný rozdíl mezi chůzí v barefoot obuvi a naboso. Hladina statistické významnosti p byla $\alpha < 0,05$.

Rozdíl mezi svalovou aktivitou m. serratus anterior byl pouze 2 % MVC při chůzi v konfekční sportovní obuvi vs chůzi naboso a chůzi v konfekční sportovní obuvi vs chůzi v BF obuvi. Směrodatné odchylky jsou vypočítané v tabulce č. 3. U obou měření, vyšel rozdíl jako statisticky významný na hladině statistické významnosti $p < 0,01$. Rozdíl mezi chůzí v konfekční sportovní obuvi a chůzí v BF obuvi nebyl statisticky významný na hladině statistické významnosti $\alpha < 0,05$.



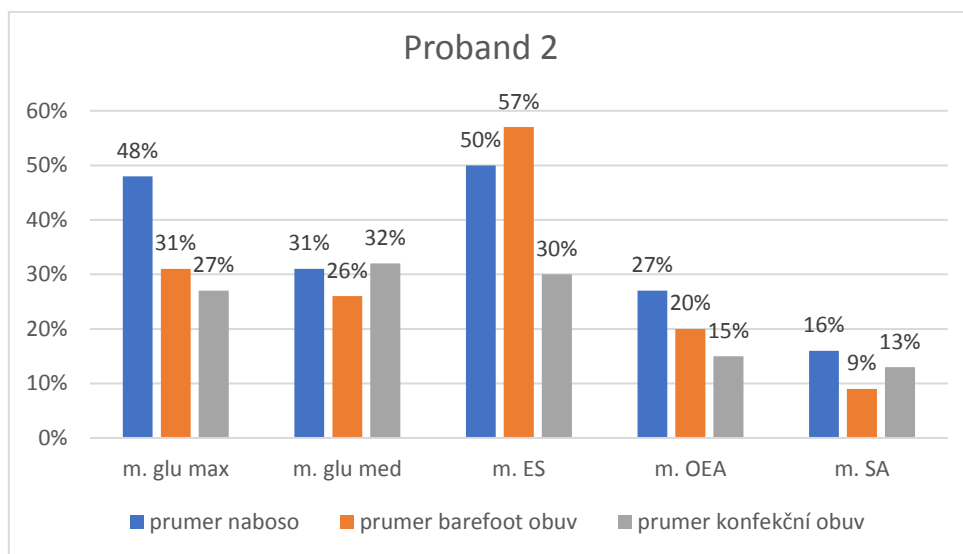
Graf č. 4: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 1. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
1Gluteus max	BF	30	0.1241	0.0441	0.00805
	KON	29	0.1202	0.0428	0.00794
	NAB	29	0.0725	0.0202	0.00376
1Gluteus med	BF	30	0.5642	0.1308	0.02389
	KON	29	0.5644	0.1233	0.02289
	NAB	29	0.5520	0.0991	0.01841
1Erector	BF	29	0.2002	0.0486	0.00902
	KON	29	0.0763	0.0136	0.00253
	NAB	28	0.1581	0.0502	0.00949
1OEA	BF	29	0.2167	0.0548	0.01017
	KON	28	0.2217	0.0796	0.01503
	NAB	28	0.1800	0.0395	0.00746
1Serr ant	BF	30	0.0711	0.0251	0.00459
	KON	28	0.0668	0.0132	0.00250
	NAB	29	0.0499	0.0197	0.00366

Tabulka č. 3: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 1

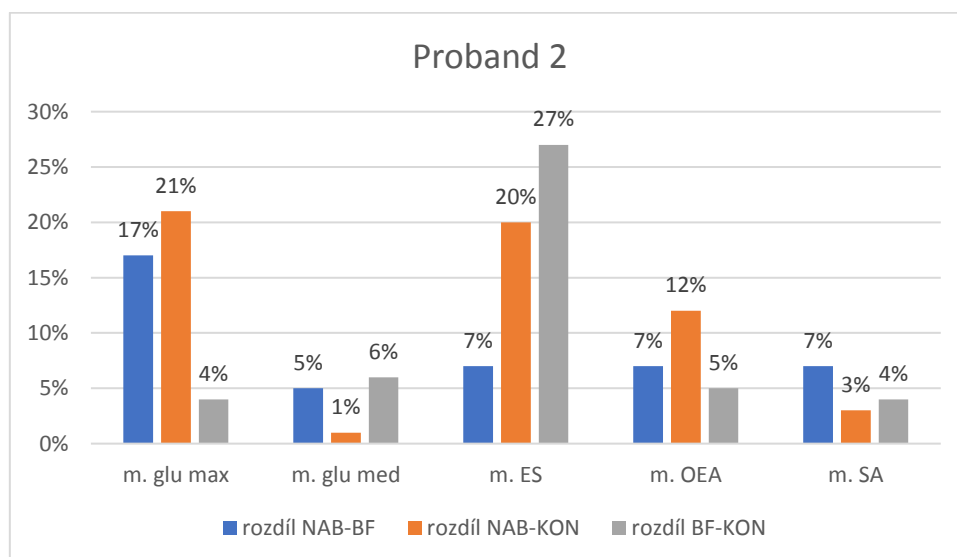
Na grafu č. 5 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 2. probanda.

ANOVA u 2. probanda prokázala statisticky významný rozdíl u m. erector spinae, m. obliquus externus abdominis a m. serratus anterior byla hladina statistické významnosti p pod $\alpha = 0,001$, u m. gluteus medius pod $\alpha = 0,01$ a u m. gluteus maximus pod $\alpha = 0,05$.



Graf č. 5: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 2. probanda.

Na grafu č. 6 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC 2. probanda. Rozdíly v procentech MVC byly u m. gluteus maximus výrazné (17 % MVC a 21 % MVC), ale směrodatné odchylky jednotlivých měření byly také velké viz tabulka č. 4. Statisticky významný rozdíl byl naměřen pouze při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi s chůzí naboso, na hladině statistické významnosti p $\alpha < 0,05$.



Graf č. 6: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měření svalů u 2. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
2 glu max	BF	25	0.3117	0.1194	0.02389
	KON	20	0.2653	0.0740	0.01655
	NAB	23	0.4796	0.3538	0.07378
2 glu med	BF	26	0.2646	0.0439	0.00860
	KON	20	0.3246	0.0814	0.01821
	NAB	23	0.3118	0.0791	0.01649
2 ES	BF	25	0.5745	0.1567	0.03135
	KON	20	0.2975	0.0565	0.01264
	NAB	23	0.4950	0.2357	0.04915
2 OEA	BF	25	0.1957	0.0422	0.00845
	KON	20	0.1501	0.0654	0.01463
	NAB	23	0.2738	0.0588	0.01226
2 SA	BF	25	0.0855	0.0213	0.00425
	KON	20	0.1267	0.0432	0.00966
	NAB	23	0.1569	0.0770	0.01606

Tabulka č. 4: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 2. N = počet měřených hodnot.

U m. gluteus medius byl statisticky významný rozdíl při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi s chůzí naboso a chůze naboso s chůzí v BF obuvi. Oba rozdíly byly signifikantní na hladině významnosti $p \alpha = 0,05$. Rozdíl mezi chůzí v konfekční sportovní obuvi a chůzí naboso nebyl statisticky významný na hladině významnosti $p \alpha = 0,05$.

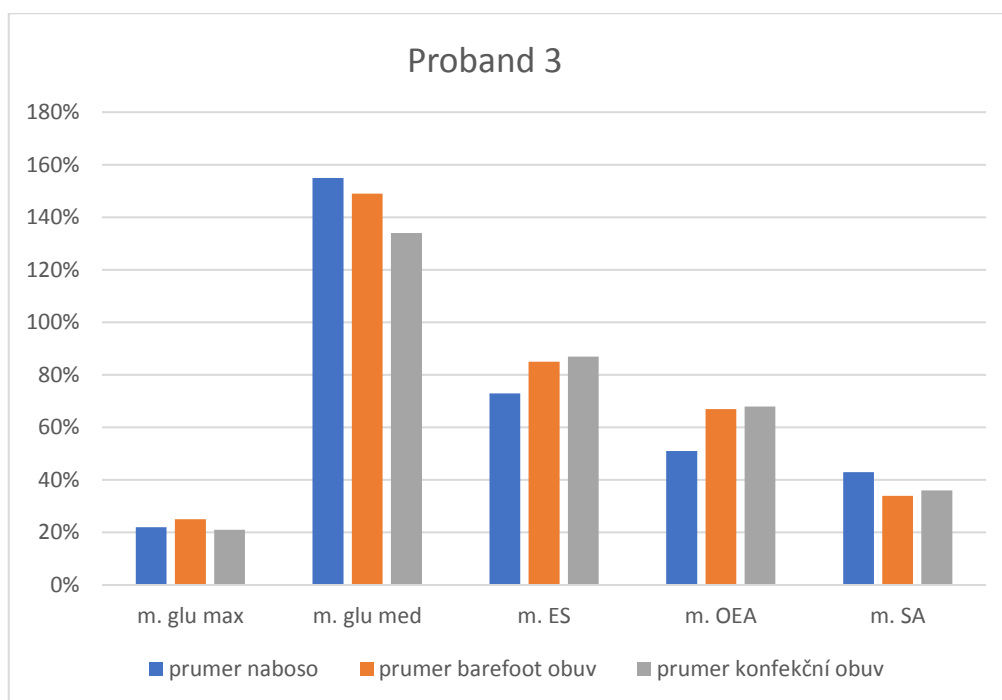
U m. erector spinae byl statisticky významný rozdíl průměrné maximální svalové aktivity na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi s chůzí v BF obuvi. Rozdíl při porovnání chůze v konfekční obuvi a naboso byl signifikantní na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. Rozdíl mezi chůzí naboso a v BF obuvi nebyl statisticky významný na hladině významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. obliquus externus abdominis byl statisticky významný rozdíl průměrné maximální svalové aktivity na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v BF obuvi a naboso. Rozdíl při porovnání chůze v konfekční obuvi s BF obuvi byl signifikantní na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. serratus anterior byl statisticky významný rozdíl průměrné maximální svalové aktivity na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ při porovnání chůze v BF obuvi a naboso. Rozdíl při porovnání chůze v konfekční obuvi a BF obuvi byl signifikantní na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. Rozdíl mezi chůzí v konfekční sportovní obuvi a chůzí naboso nebyl statisticky významný na hladině významnosti $p \alpha = 0,05$.

Na grafu č. 7 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 3. probanda. ANOVA u 3. probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání všech 3 typů chůze pouze u m. obliquus externus abdominis na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a u m. serratus anterior na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. Důvodem jsou velké rozdíly ve směrodatných odchylkách v měřených proměnných (chůze v konfekční obuvi, chůze v BF obuvi a chůze naboso)

viz tabulka č. 5.



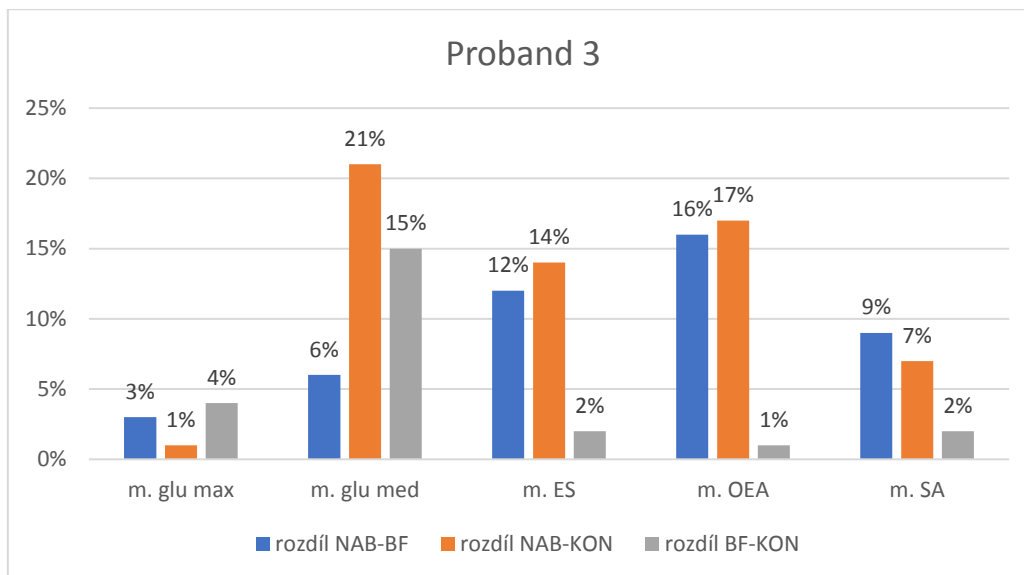
Graf č. 7: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 3. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
3GMax	BF	22	0.246	0.1121	0.02390
	KON	24	0.211	0.0401	0.00818
	NAB	28	0.220	0.0509	0.00962
3Gmed	BF	22	1.492	1.0135	0.21608
	KON	24	1.336	0.5441	0.11106
	NAB	27	1.546	1.4516	0.27936
3ES	BF	22	0.846	0.1733	0.03695
	KON	23	0.870	0.1105	0.02305
	NAB	28	0.734	0.3587	0.06778
3OEA	BF	22	0.674	0.1966	0.04191
	KON	23	0.682	0.1263	0.02633
	NAB	27	0.512	0.1520	0.02924
3SA	BF	22	0.345	0.1383	0.02948
	KON	23	0.363	0.0768	0.01600
	NAB	27	0.427	0.1169	0.02249

Tabulka č. 5: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 3. N = počet měřených hodnot

Na grafu č. 8 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC 3. probanda. Ačkoliv jsou na grafu znázorněny velké rozdíly v procentech MVC, signifikantní rozdíly vyšly pouze u m. OEA.

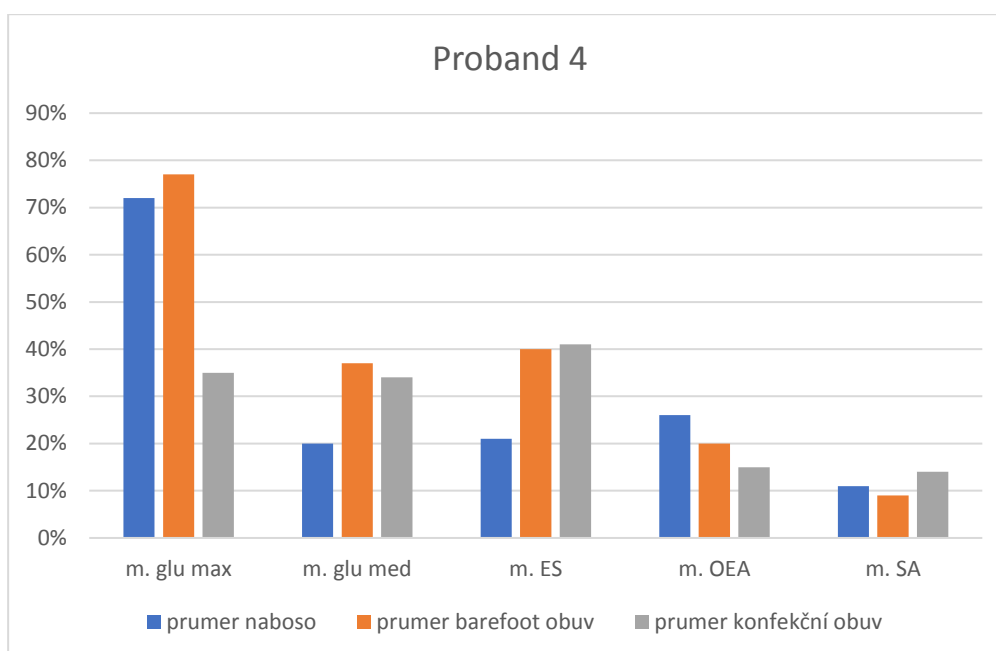
U m. OEA byl statisticky významný rozdíl při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a při porovnání chůze v BF obuvi a naboso. U svalů m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. erector spinae a m. serratus anterior nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.



Graf č. 8: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 3. probanda.

Na grafu č. 9 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 4. probanda. ANOVA

u 4. probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání všech 3 typů chůze u m. gluteus maximus et medius, m. erector spinae na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U m. OEA byl prokázán rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$ a u m. serratus anterior na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. V tabulce č. 6 jsou vypočítané směrodatná odchytky pro všechny svaly a měřené proměnné.



Graf č. 9: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 4. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
4Gmax	BF	27	0.7678	0.1664	0.03203
	KON	24	0.3478	0.1202	0.02453
	NAB	27	0.7161	0.2770	0.05330
4Gmed	BF	27	0.3732	0.0886	0.01704
	KON	25	0.3430	0.0581	0.01162
	NAB	28	0.2020	0.0442	0.00835
4ES	BF	26	0.3955	0.0837	0.01642
	KON	24	0.4128	0.1419	0.02897
	NAB	27	0.2107	0.0310	0.00597
4OEA	BF	26	0.2015	0.1083	0.02124
	KON	24	0.1531	0.1155	0.02357
	NAB	27	0.2592	0.1092	0.02102
4SA	BF	26	0.0940	0.0346	0.00679
	KON	25	0.1426	0.0775	0.01550
	NAB	27	0.1052	0.0452	0.00870

Tabulka č. 6: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 4. N = počet měřených hodnot

Na grafu č. 10 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u 4. probanda.

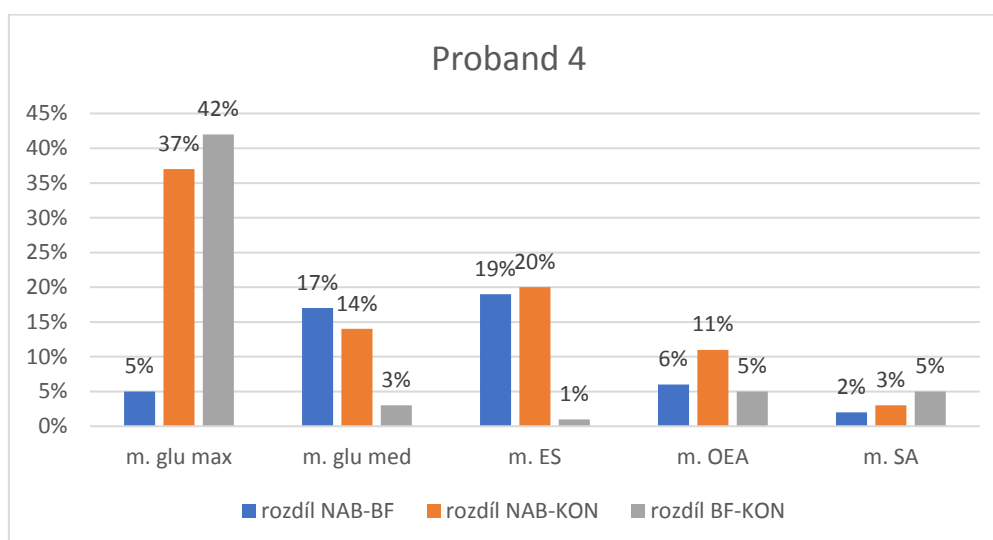
U m. gluteus maximus byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso. Hladina statistické významnosti p byla u obou porovnaní $\alpha = 0,001$. Rozdíl porovnaní chůze v BF obuvi a naboso nebyl signifikantní na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. gluteus medius byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnaní chůze v konfekční s chůzí v BF obuvi nebyl signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. erector spinae byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnaní chůze v konfekční s chůzí v BF obuvi nebyl signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. OEA byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnaní chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. U porovnaní chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v BF obuvi s chůzí naboso nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

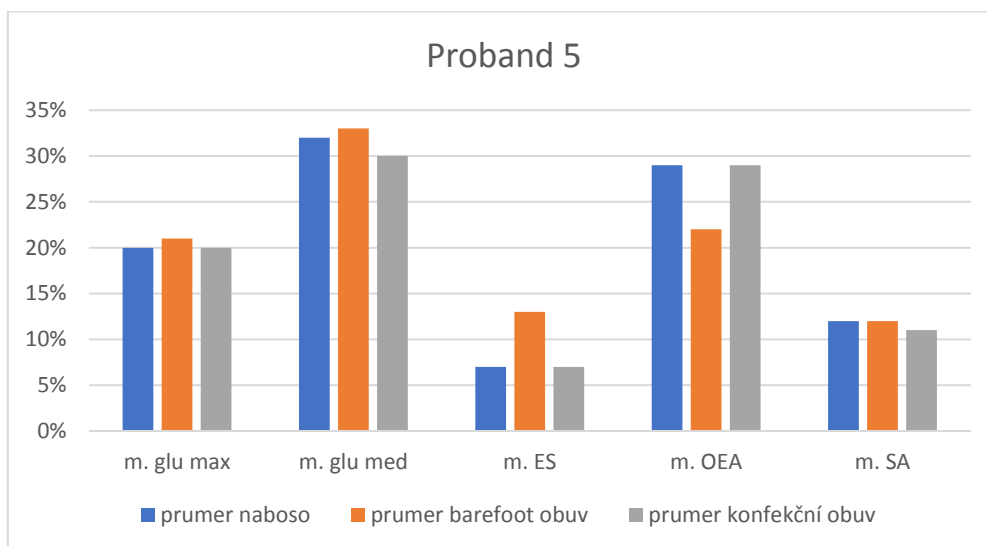
U m. serratus anterior byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnaní chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U porovnaní chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v BF obuvi s chůzí naboso nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.



Graf č. 10: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnaní dvou typů chůze u všech měřených svalů u 4. probanda.

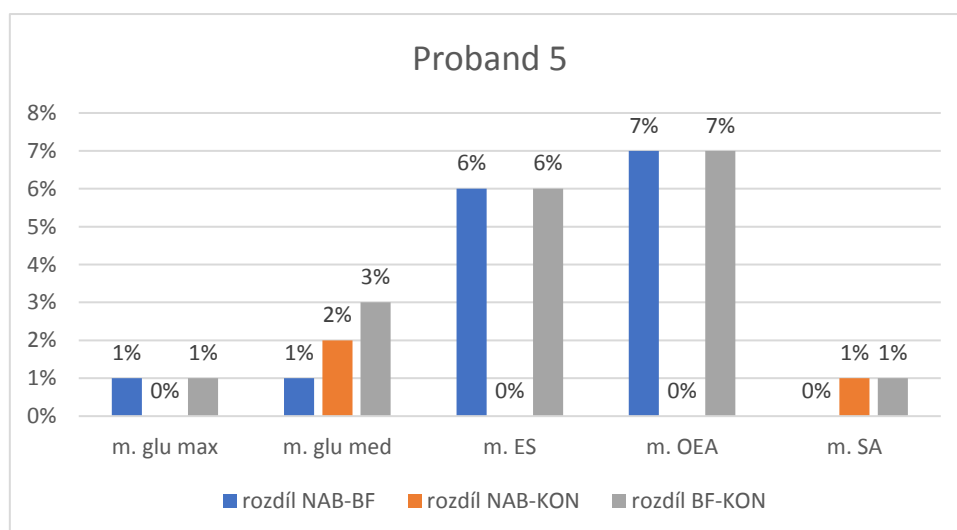
Na grafu č. 11 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 5. probanda. ANOVA u 5.

probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání všech 3 typů chůze u m. erector spinae na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a u m. OEA na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. U zbylých porovnání nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. V tabulce č. 7 jsou vypočítané míry centrální tendence a směrodatná odchylka pro všechny svaly a měřené proměnné.



Graf č. 11: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 5. probanda.

Na grafu č. 12 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC mezi 2 druhy chůze 5. probanda – rozdíl chůze v BF obuvi s chůzí naboso (NAB-BF), rozdíl chůze v konfekční obuvi a naboso (NAB-KON) a rozdíl chůze v konfekční obuvi a v BF obuvi (BF-KON). V tabulce č. 7 jsou vypočítané míry centrální tendence a směrodatná odchylka pro všechny svaly a měřené proměnné.



Graf č. 12: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 5. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
5GMax	BF	29	0.2117	0.0489	0.00909
	KON	28	0.2011	0.0314	0.00593
	NAB	26	0.1969	0.0393	0.00771
5Gmed	BF	30	0.3275	0.0739	0.01349
	KON	29	0.2950	0.0667	0.01238
	NAB	27	0.3197	0.0785	0.01511
5ES	BF	30	0.1255	0.0395	0.00721
	KON	29	0.0742	0.0194	0.00360
	NAB	27	0.0719	0.0143	0.00275
5OEA	BF	29	0.2194	0.0850	0.01579
	KON	28	0.2919	0.1050	0.01984
	NAB	26	0.2860	0.1040	0.02039
5SA	BF	30	0.1179	0.0318	0.00580
	KON	29	0.1058	0.0282	0.00524
	NAB	27	0.1169	0.0292	0.00562

Tabulka č. 7: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 5. N = počet měřených hodnot.

U mm. glutei nebyl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě v žádném vzájemném porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

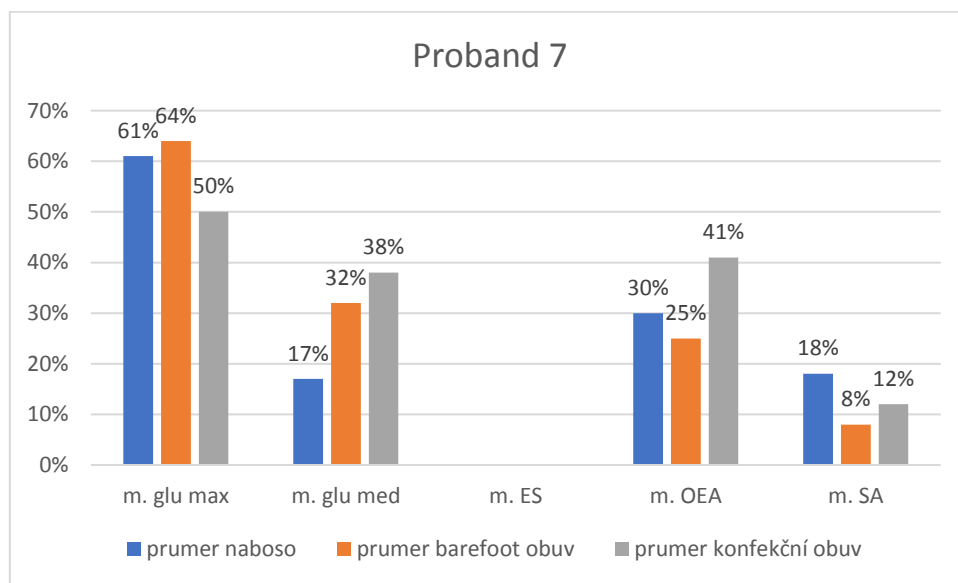
U m. erector spinae byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso nebyl signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. OEA byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso nebyl signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. serratus anterior nebyl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě v žádném vzájemném porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

Na grafu č. 13 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 7. probanda.

ANOVA u 7. probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při vzájemném porovnání všech 3 typů chůze u m. gluteus medius, m. OEA a m. serratus anterior na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a u m. gluteus maximus na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. Při analýze EMG signálu m. erector spinae 7. probanda byly zjištěny výrazné artefakty, které bránily vyhodnocení svalové aktivity. V tabulce č. 8 jsou vypočítané míry centrální tendence a směrodatná odchylka pro všechny svaly a měřené proměnné.



Graf č. 13: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 7. probanda. Data pro m. erector spinae obsahovala velké množství artefaktů, které bránily vyhodnocení aktivity svalu.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
7GMax	BF	56	0.6421	0.2771	0.03702
	KON	29	0.5035	0.1199	0.02226
	NAB	32	0.6085	0.1741	0.03079
7Gmed	BF	56	0.3150	0.1506	0.02012
	KON	29	0.3825	0.1297	0.02409
	NAB	31	0.1659	0.0499	0.00896
7OEA	BF	55	0.2465	0.0818	0.01102
	KON	29	0.4091	0.1661	0.03084
	NAB	31	0.2960	0.1184	0.02127
7SA	BF	54	0.0769	0.0405	0.00552
	KON	29	0.1241	0.0463	0.00859
	NAB	32	0.1753	0.0660	0.01167

Tabulka č. 8: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 7. N = počet měřených hodnot.

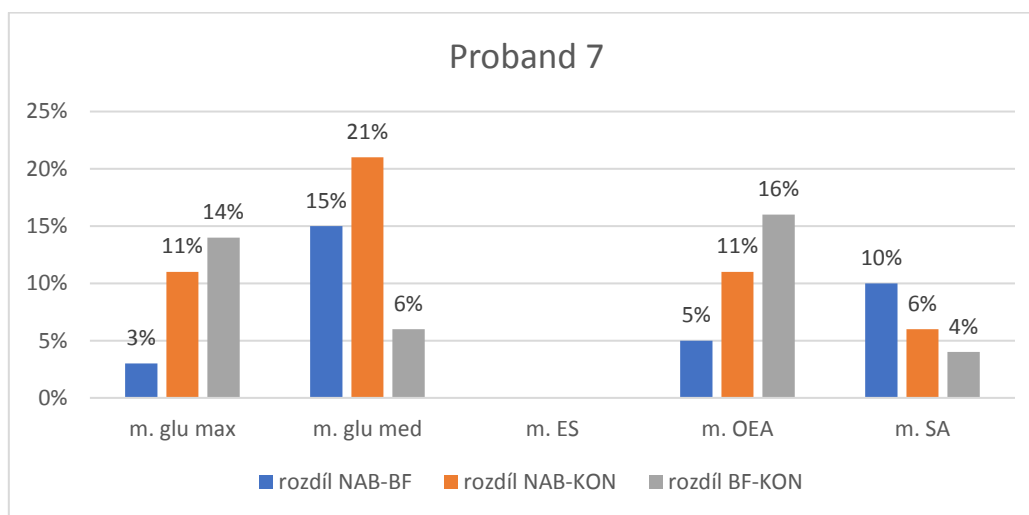
Na grafu č. 14 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC mezi 2 druhy chůze 7. probanda – rozdíl chůze v BF obuvi s chůzí naboso (NAB-BF), rozdíl chůze v konfekční obuvi a naboso (NAB-KON) a rozdíl chůze v konfekční obuvi a v BF obuvi (BF-KON).

U m. gluteus maximus byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U porovnání chůze v BF obuvi s chůzí naboso nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. gluteus medius byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnání chůze v konfekční obuvi a chůzí v BF obuvi nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

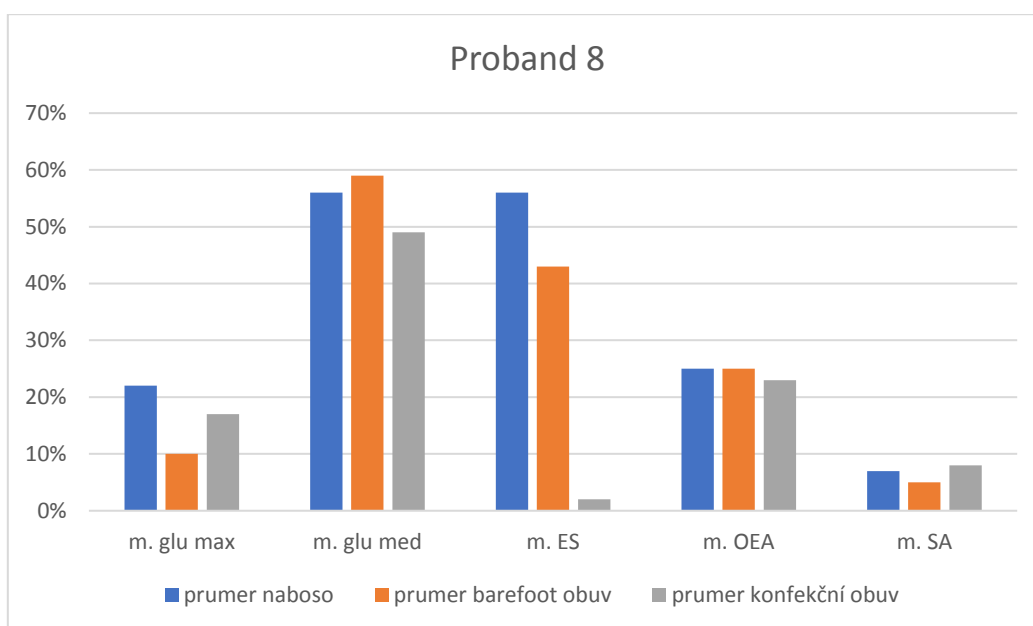
U m. OEA byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U porovnání chůze v BF obuvi s chůzí naboso nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. serratus anterior byl prokázán rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$.



Graf č. 14: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 7. probanda. Data pro m. erector spinae obsahovala velké množství artefaktů, které bránili vyhodnocení aktivity tohoto svalu.

Na grafu č. 15 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 8. probanda. ANOVA u 8. probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při vzájemném porovnání všech 3 typů chůze u m. gluteus maximus, m. erector spinae, na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a u m. serratus anterior na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U m. gluteus medius a u m. OEA nebyl u vzájemného porovnání všech 3 typů chůze prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. V tabulce č. 9 jsou vypočítané směrodatné odchylky pro všechny svaly a měřené proměnné 8. probanda.



Graf č. 15: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 8. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
8GMax	BF	29	0.1014	0.06637	0.01232
	KON	24	0.1666	0.08705	0.01777
	NAB	33	0.2228	0.05937	0.01034
8Gmed	BF	29	0.5907	0.22867	0.04246
	KON	23	0.4921	0.14822	0.03091
	NAB	33	0.5613	0.28555	0.04971
8ES	BF	28	0.4271	0.20433	0.03861
	KON	24	0.0230	0.00254	5.18e-4
	NAB	33	0.5647	0.17189	0.02992
8OEA	BF	28	0.2513	0.08118	0.01534
	KON	23	0.2298	0.06022	0.01256
	NAB	32	0.2542	0.10509	0.01858
8SA	BF	28	0.0548	0.02008	0.00380
	KON	23	0.0755	0.03464	0.00722
	NAB	32	0.0685	0.02656	0.00470

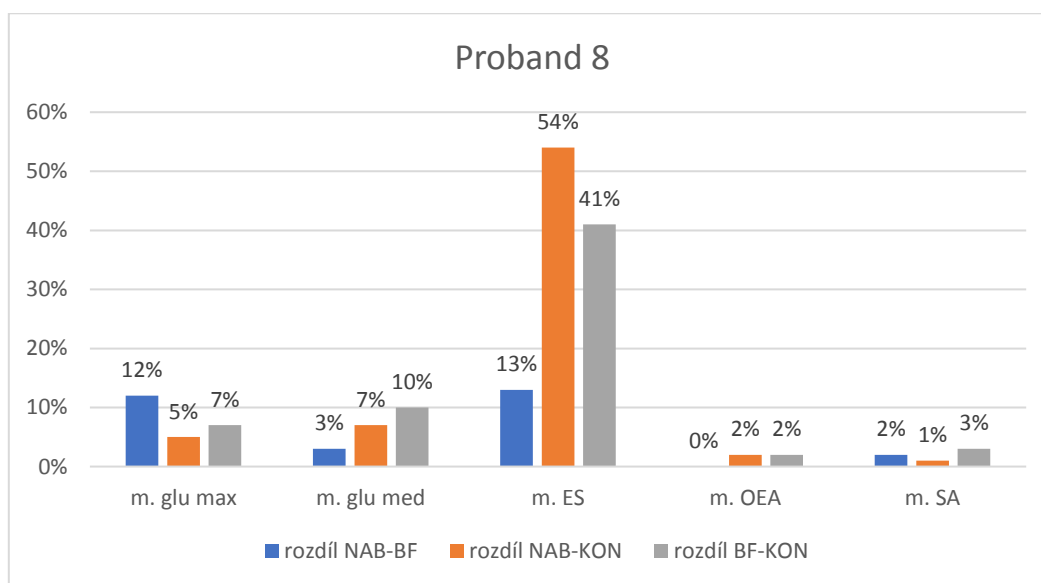
Tabulka č. 9: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 8. N = počet měřených hodnot

Na grafu č. 16 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC mezi 2 druhy chůze 8. probanda – rozdíl chůze v BF obuvi s chůzí naboso (NAB-BF), rozdíl chůze v konfekční obuvi a naboso (NAB-KON) a rozdíl chůze v konfekční obuvi a v BF obuvi (BF-KON).

U m. gluteus maximus byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v BF obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. U porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. gluteus medius nebyl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě v žádném vzájemném porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

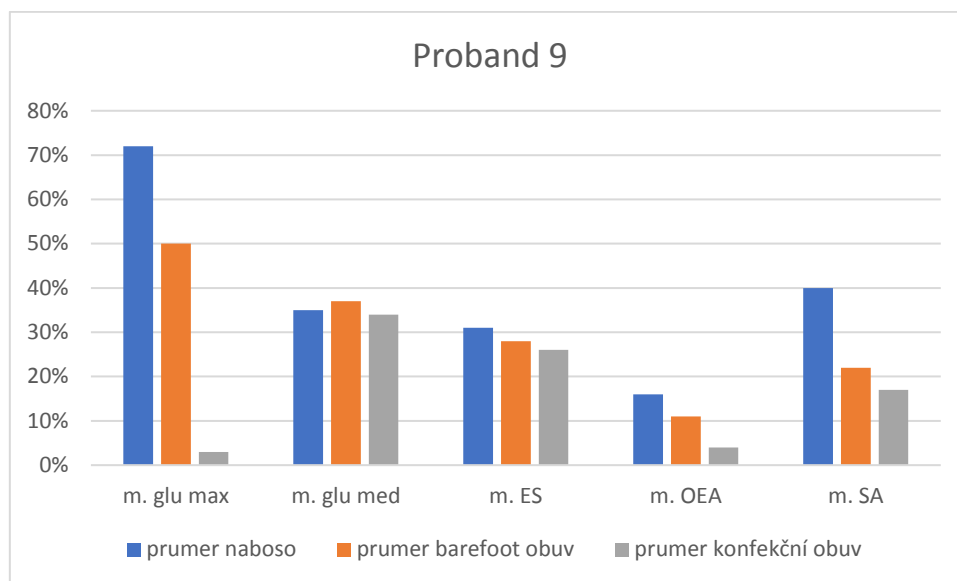
U m. erector spinae při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso a chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. Při porovnání chůze v BF obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. U m. OEA a m. serratus anterior nebyl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě v žádném vzájemném porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.



Graf č. 16: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 8. probanda.

Na grafu č. 17 je znázorněná průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 9. probanda. ANOVA u 9. probanda prokázala signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při vzájemném porovnání všech 3 typů chůze u m. gluteus maximus, m. OEA a m. serratus anterior na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$ a u m. erector spinae na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. U m. gluteus medius nebyl u vzájemného porovnání všech

3 typů chůze prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$. V tabulce č. 10 jsou vypočítané směrodatné odchylky pro všechny svaly a měřené proměnné 9. probanda.



Graf č. 17: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 9. probanda.

	typ obuvi	N	Mean	SD	SE
9GMax	BF	30	0.5013	0.13709	0.02503
	KON	29	0.0319	0.00672	0.00125
	NAB	31	0.7161	0.18141	0.03258
9Gmed	BF	31	0.3738	0.13029	0.02340
	KON	29	0.3354	0.11702	0.02173
	NAB	31	0.3537	0.11372	0.02042
9ES	BF	30	0.2760	0.04891	0.00893
	KON	29	0.2570	0.05143	0.00955
	NAB	31	0.3085	0.06887	0.01237
9OEA	BF	30	0.1090	0.04094	0.00747
	KON	29	0.0434	0.01174	0.00218
	NAB	31	0.1588	0.05817	0.01045
9SA	BF	30	0.2231	0.08538	0.01559
	KON	29	0.1651	0.07700	0.01430
	NAB	31	0.3993	0.13680	0.02457

Tabulka č. 10: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 9. N = počet měřených hodnot.

Na grafu č. 18 je zobrazen rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v procentech MVC 9. probanda.

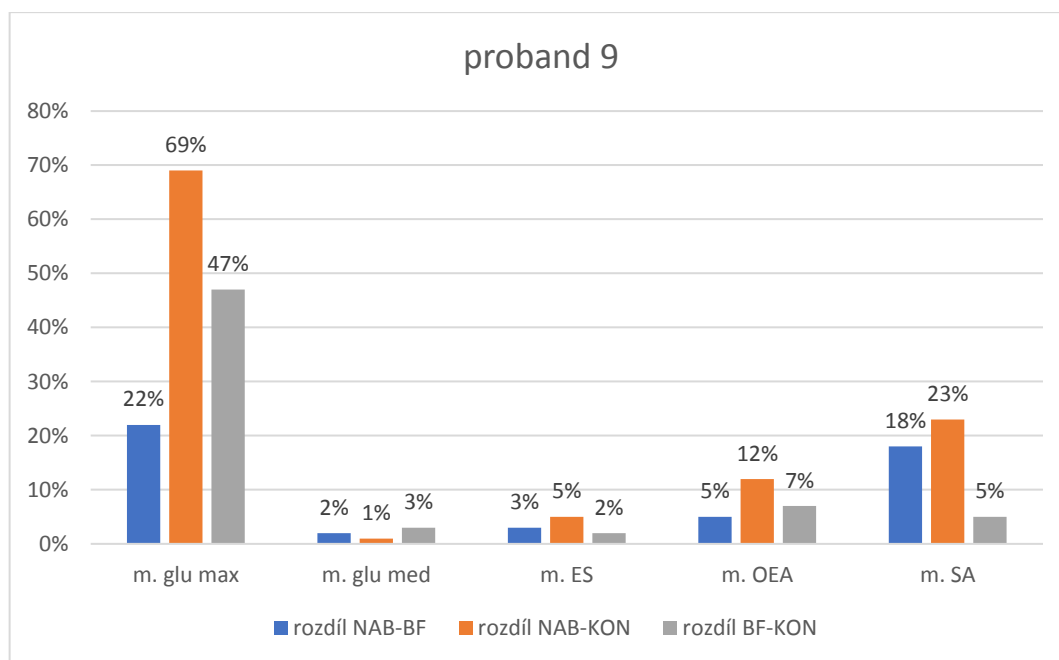
U m. gluteus maximus byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě ve všech vzájemných porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$.

U m. gluteus medius nebyl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě v žádném vzájemném porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. erector spinae při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,01$. Při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi a chůze v BF obuvi s chůzí naboso nebyl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.

U m. OEA byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě ve všech vzájemných porovnání dvou typů chůze na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$.

U m. serratus anterior byl prokázán signifikantní rozdíl v průměrné maximální svalové aktivitě při porovnání chůze v BF obuvi s chůzí naboso a chůze v konfekční obuvi s chůzí naboso na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,001$. Při porovnání chůze v konfekční obuvi s chůzí v BF obuvi byl prokázán signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p \alpha = 0,05$.



Graf č. 18: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 9. probanda.

6. DISKUZE

Tato studie se zabývala vlivem obuvi na EMG aktivitu svalů umístěných v oblasti pánevního pletence a trupu. V této kapitole jsou diskutovány hypotézy, které jsme si stanovili na začátku studie.

6.1 Diskuze k hypotéze č. 1

H₁: Maximální svalová aktivita, nástup svalové aktivity a doba svalové aktivity vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) bude různá při chůzi v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso.

Analýzou povrchové EMG aktivity vybraných svalů všech probandů nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, na hladině významnosti $p \leq 0,05$, v parametrech (maximální svalová aktivita, nástup svalové aktivity a doba svalové aktivity) EMG aktivity měřených svalů při porovnání chůze v konfekční sportovní obuvi, v barefoot obuvi a naboso při chůzi po trávě. Hypotéza č. 1 se nepotvrdila.

Aby se tato hypotéza potvrdila, musel by se stereotyp chůze u všech probandů změnit stejně. U všech svalů by se parametry maximální svalové aktivity, nástup svalové aktivity a doba svalové aktivity musely pouze zvýšit nebo pouze snížit. Stereotyp pohybu každého jedince je ovlivňován, nejen zevními, ale i vnitřními faktory (Véle, 2006). Vzorec aktivace jednotlivých svalů se může dramaticky měnit s různou rychlostí chůze a s gravitačním zatížením. Různorodost EMG aktivity může pramenit také z různých descendentních a proprioceptivních signálů závislých na kinematických a kinetických nárocích pohybu (Ivanenko et al., 2004). Velký vliv na výsledek při našem měření mohlo mít nehomogenní rozložení účastníků (velký věkový rozptyl a různorodá tělesná zdatnost). U starších lidí je podle Petersena et al. (2020) nižší variabilita chůze při různých vnějších stimulech při porovnání chůze naboso a v minimalistické obuvi. Tento fakt také dokládá studie Hamachera et al. (2019).

6.2 Diskuze k hypotéze č. 2

H₂: Průměrná maximální svalová aktivita při chůzi v konfekční obuvi, chůzi v barefoot obuvi a chůzi naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) se bude lišit při porovnání mezi jednotlivými probandy.

Rozdíl v maximální svalové aktivitě při porovnání mezi probandy pro všechny svaly dohromady byl signifikantní u 81,43 % dat. Hladina statistické významnosti p byla stanovena na $\alpha = 0,05$. Hypotéza č. 2 nebyla vyvrácena. Z výsledků se dá odvozovat, že pohybový stereotyp chůze má každý jedinec individuální.

Podle studie Simonsena et al. (2014) se pohybový vzor chůze liší mezi jedinci. Lidská chůze má různé dynamické strategie. Někteří lidé se rozhodnou vyvinout nejvyšší síly na hlezenní kloub, zatímco jiní dávají přednost použití kolenního kloubu. Velikost kloubního pohybu může být narušena či změněna na základě typu obuvi či bolesti. To, že existují interindividuální odlišnosti v pohybovém stereotypu chůze, popisoval již Véle (2006). Detaily pohybu si jedinec buduje v průběhu života na základě učení a adaptace na různé podmínky vnitřního a vnějšího prostředí (Véle, 2006). Arsenault et al. (1986), kromě potvrzení výše zmiňovaného faktu, zjistil, že je měření EMG aktivity svalů DKK během chůze u jednoho jedince opakovatelné, tzn. lze ho použít pro vědecké účely. Změny stereotypu chůze na základě různé obuvi a jedinečnosti pohybu jednotlivce se používají pro identifikaci osoby v kriminalistice (Straus & Jonák, 2017).

6.3 Diskuze k hypotéze č. 3

H₃: Průměrná maximální svalová aktivita se bude lišit při porovnání chůze v konfekční obuvi, chůze v barefoot obuvi a chůze naboso u vybraných svalů (m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. erector spinae dx., m. obliquus externus abdominis dx., m. serratus anterior dx.) u jednoho probanda.

Z výsledků je patrný rozdíl ve svalové aktivitě, u parametru maximální hodnoty EMG obalové křivky, při porovnání mezi chůzí v konfekční obuvi, chůzí v barefoot obuvi a naboso. Hodnota statistické významnosti p byla vypočítána, u 75 % porovnání mezi chůzí v konfekční sportovní obuvi, chůzí v BF obuvi a naboso, pod námi stanovenou hladinou statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Hypotéza č. 3 nebyla vyvrácena.

Předpokladem pro potvrzení této hypotézy je, že se změní aktivita svalů vzdálených od místa ovlivnění. To, že se změní svalová aktivita, na dolních končetinách vlivem obuvi, již bylo zjištěno v předchozích studiích. Scott et al. (2012), Roca-Dols et al. (2018) a Wulandari et al. (2020) zjistili, že při chůzi v různých typech bot se mění svalová aktivita svalů na dolních končetinách oproti chůzi naboso. 4 z 5 studií systematického přehledu zjistili signifikantní změny v EMG aktivitě dolní části zad či dolních končetin se zvýšeným podpatkem (Murley et al., 2009). Našli jsme pouze jednu studii, která porovnávala aktivitu svalů na horní polovině těla při chůzi v obuvi a naboso. Wirth et al., (2011) zjistil,

že se průměrná svalová aktivita m. iliocostalis pars lumbalis, m. sternocleidomastoideus a krátkých extenzorů šije zvýší při chůzi naboso oproti chůzi v konvenční obuvi. Většina studií se zabývá vlivem obuvi na svalovou aktivitu při běhu (Hall et al., 2013; Jahn et al., 2020). Jedním z důvodů, proč se aktivita svalů vzdálených od místa intervence změní, může být fakt že se svalová či fasciální aktivita řetězí (Véle, 2006; Travell & Simons, 2018; Myers, 2021). Druhým hlavním důvodem, předpokládám, je změna propioceptivní informace z oblasti nohou, jež se podílejí na kontrole a řízení držení a pohybu těla (Vařeka, 2002; Véle, 2006; Kinclová, 2016).

6.4 Metody

Pro normalizaci maximálních hodnot obalové křivky byl použit Jandův svalový test, v rámci jeho provedení byla měřena maximální volní kontrakce. Podle Burdena et al. (2003) by se k normalizaci MVC pro analýzu chůze měly používat testy, které využívají isometrické kontrakce, a ne koncentrické isokinetické. Normalizace MVC na základě koncentrických isokinetických testů zvyšuje intraindividuální a interindividuální variabilitu.

U některých probandů vyšly maximální hodnoty EMG obalové křivky víc jak 100 % MVC. Svalový test dle Jandy používá standardizované pozice, ve kterých se snažíme o izolované zapojení svalu, nejde o přirozený pohyb. Při běžných pohybových stereotypech dochází k větší kontrakci svalů, protože se zapojují ve svalovém řetězci (Cappellini et al., 2006).

6.5 Limity studie

Mezi limity této studie řadím nehomogenní výzkumnou skupinu, do výzkumného vzorku byli vybráni probandi s velkým věkovým rozsahem (18-60 let) a různou tělesnou kondicí. Nebyly zjišťovány individuální patologické posturální odchylky a pohybové stereotypy. Účastníci nicméně potvrdili, že jsou zdraví, bez muskuloskeletálních poranění a neurologických onemocnění.

7. ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit, jestli se svalová aktivita horní poloviny těla odlišuje při chůzi naboso oproti chůzi v barefoot obuvi a v konfekční sportovní obuvi. Daný cíl práce byl splněn. Úkoly práce byly též splněny. Aktivita vybraných svalů byla snímána pomocí povrchové EMG a následně vyhodnocena ve statistických programech XLSTAT a Jamovi.

Při porovnání průměrné svalové aktivity probandů nebyly zjištěny žádné signifikantní změny při chůzi v konfekční obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Naopak při měření bylo potvrzeno, že se svalová aktivita jednotlivých účastníků výzkumu od sebe liší, s čímž souhlasí i dostupná literatura.

Z výsledků mé studie při porovnání svalové aktivity jednoho probanda je viditelná tendence změny při chůzi bez bot mezi chůzí v konfekční obuvi a v barefoot obuvi. Tři čtvrtiny výsledků prokázaly signifikantní změny svalové aktivity při tomto měření. Výsledky dokazují velký vliv obuvi na aktivaci svalů na horní polovině těla při chůzi. Tyto výsledky nelze zobecnit na celou populaci, protože byl nízký počet účastníků a výzkumná skupina byla nehomogenní. Z dříve publikovaných článků je patrné, že se při chůzi v různém typu obuvi mění nejen svalová aktivita ale i kinematické a kinetické parametry pohybového stereotypu. Při chůzi naboso jsou výrazně intenzivnější proprioceptivní signály z receptorů na plosce nohy, které snímají povrch, na který noha dopadá. Aferentní impulzy následně ovlivňují řízení pohybu, tj. i svalové zapojení. Na aktivaci svalů na horní polovině těla může mít vliv i změna zapojení svalů na dolních končetinách, a to na základě řetězení svalové aktivity.

Dle mého názoru by bylo zajímavé pokračovat v dalším zkoumání vlivu obuvi na lidskou chůzi. Tato studie by se dala dále rozšířit o paralelní snímání zatížení plosky nohy pomocí foodscanu, při různém druhu obuvi a naboso. Také by se dala porovnat svalová aktivita při chůzi naboso a v barefoot obuvi s chůzí po asfaltu. Dále by bylo zajímavé provést longitudinální studii, kde by se dal zkoumat dlouhodobý efekt chůze v barefoot obuvi na zapojení svalů.

Změna obuvi by mohla být nápomocná při řešení zdravotních problémů současné populace, např. osteoartrózy nosných kloubů, deformity chodidel či riziko pádu u starších jedinců. Nejdříve je ale potřeba přesvědčit výrobce bot či celou naši společnost, že naše zdraví je přednější než móda.

8. SEZNAM LITERATURY

ARSENAULT, A. B., WINTER, D. A., MARTENIUK, R. G. *Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait?* [online] *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1986, [cit. 2022-06-12], 24(4), s. 337-343. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/BF02442685>.

BAAKLINI, E., ANGST, M. et al. *High-heeled walking decreases lumbar lordosis* [online]. *Gait & Posture*, 2017. 55, s. 12-14 [cit. 2022-05-03]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.035.

BAJEROVÁ, M. *Úvod. Umění Fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2016, 1(2), s. 2. ISSN 2464-6784.

BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. *Muscles Alive*. 5th edition Williams and Wilkins, Baltimore. 1985.

BENDIX, T., SORENSON, S. S. a KLAUSSEN, K. *Lumbar curve, trunk muscles, and the line of gravity with different heel heights* [online]. *Spine*, 1984. 9(2), s. 223–227 [cit. 2022-06-08]. DOI: 10.1097/00007632-198403000-00016.

BRANTHWAITE, H., CHOCKALINGAM, N. a GREENHALGH, A. *The effect of shoe toe box shape and volume on forefoot interdigital and plantar pressures in healthy females* [online]. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2013. 6(28) [cit. 2022-05-05]. DOI: 10.1186/1757-1146-6-28.

BURDEN, A. M., TREW, M., BALZPOULOS, V. *Normalisation of gait EMGs: a re-examination*. [online] *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, [cit. 2022-6-12], 13 (6), s. 519-532. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00082-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00082-8).

CAPPELLINI, G., et al. *Motor patterns in human walking and running* [online]. *Journal of neurophysiology*, 2006, 95 (6), s. 3426-3437 [cit. 2022-12-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jn.00081.2006>.

COWLEY, E. E., CHEVALIER, T. L., et al. *The effect of heel height on gait and posture*. [online]. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2009. 99(6), s. 512-518 [cit. 2022-12-08]. DOI: 10.7547/0990512.

CURTIS, R., et al. *Daily activity in minimal footwear increases foot strength*. [online]. *Scientific Reports*, 2021, 11(1) 1-10 [cit. 2022-12-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-98070-0>.

ČECH, Z. *Chronická pánevní bolest z perspektivy fasciálních vztahů. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2022, 7(13), s. 31-46. ISSN 2464-6784.

ČUMPELÍK, J. *Vztah mezi posturou a dýcháním. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence.* 2017, 2(4), s. 53-63. ISSN 2464-6784.

D'AOÛT K., PATAKY T. C. et al. *The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers* [online]. *Footwear Science*, 2009. 1(2), s. 81-94 [cit. 2022-05-03]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/19424280903386411>.

DE LUCA, C. J. *The use of surface electromyography in biomechanics.* *Journal of applied biomechanics*, 1997, 13(2), s. 135-163 [cit. 2022-05-03]. DOI: <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>.

DE LUCA, C. J. *Surface electromyography: Detection and recording.* DelSys Incorporated, 2002, 10(2), s. 1-10 [cit. 2022-05-03]. Dostupné z: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>.

DE LUCA, C. J. et al. *Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination.* [online] *Journal of Biomechanics*. 2010. 43(8), s. 1573–1579 [cit. 2022-07-06]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.

FRANKLIN S., GREY M. J., HENEGHAN N., BOWEN L., LI F. X. *Barefoot vs common footwear: a systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking.* [online] *Gait & Posture*. 2015. 42(3), s. 230–9 [cit. 2022-12-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>.

FRANKLIN, S., GREY, M. J., LI, F. *Do minimalist shoes improve balance and foot strength in older adults?* [online] *Footwear Science*, 2017, 9(1), s. S39-S40 [cit. 2022-12-08]. DOI:10.1080/19424280.2017.1314324. Dostupné z: https://ueaeprints.uea.ac.uk/id/eprint/63901/1/Accepted_manuscript.pdf.

FRIEDECKÝ B. a JABOR A. *Statistika v klinické laboratoři.* In: JAŠKOVÁ, J. *Laboratorní příručka Oddělení klinické biochemie* [online]. Nemocnice Jindřichův Hradec. 2022. verze 15.00 [cit. 2022-12-08].

Dostupné z: https://www.nemjh.cz/documents/laboratorni_prirucka_okb/BOSJAJT.htm.

HALL, J. P. L., et al. *The Biomechanical Differences Between Barefoot and Shod Distance Running: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis.* [online] *Sports Med* 2013. 43, s. 1335–1353 [cit. 2022-10-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0084-3>.

HOWELL, D. *Naboso: 50 důvodů, proč zout boty.* Přeloženo z originálu: *The Barefoot Book*. 2011. Přeložil: Jiří Balek. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2012. s. 150 ISBN 978-80-204-2637-6.

HUDÁK, R. a KACHLÍK, D. *Memorix anatomie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-712-5.

HUTCHINSON, L. A., DE ASHA A. R. et al. *A comparison of centre of pressure behaviour and ground reaction force magnitudes when individuals walk overground and on an instrumented treadmill*. *Gait & Posture* [online]. 2021. 83, s. 174-176 [cit. 2022-07-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636220306056> DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.10.025.

JAHN, V. S., et al. *Biomechanics of shod and barefoot running: A literature review*. [online] *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 2020, 26, s. 551-557 [cit. 2022-10-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1590/1517-869220202606219320>.

JANDA, V. *Základy kliniky funkčních/neparetických/hybných poruch*. Ústav pro další vzdělávání středních pracovníků, Brno, 1984.

JELLEMA, A. H., et al. *Shoe design for older adults: evidence from a systematic review on the elements of optimal footwear*. [online]. *Maturitas*, 2019, 127, s. 64-81 [cit. 2022-07-06]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378512219301318?via%3Dihub>. DOI: 10.1016/j.maturitas.2019.06.002.

KAZMAROVÁ, L. *Spiraldynamik: Noha. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2016, 1(2), s. 45-47. ISSN 2464-6784.

KENNEDY, P. M. a INGLIS, J. T. *Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole* [online]. *The Journal of physiology*, 2002, 538(3), s. 995-1002 [cit. 2022-07-06]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013087>.

KINCLOVÁ, L. *Využití principů posturální ontogeneze pro aktivaci stabilizační funkce nohy*. *Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2016, 1(2), s. 33-37. ISSN 2464-6784.

KOLÁŘ, P. a I. VAŘEKA. *Kineziologie hlezna a nohy*. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. s. 167-172. ISBN 978-807-2626-571.

KONRAD, P. *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography*. [online] *Noraxon INC*. USA, 2005. 60 s. Dostupné z: <http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>.

- KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ M., BAČÁKOVÁ, R. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. 2016. ISBN 978-80-246-3379-4.
- KROBOT, A. a KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.
- KUBÍK, M. *Diferenční kmitočtové filtry s moderními aktivními prvky*. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Brně, 2011. Dostupné z: <https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/4163/final-thesis.pdf?sequence=6>.
- LEE, CH., JEONG, E. H. et al. *Biomechanic effects of wearing high-heeled shoes*. [online]. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2001. 28(6), s. 321–326 [cit. 2022-07-06]. ISSN 0169-8141. DOI: 10.1016/S0169-8141(01)00038-5.
- LEWIT, K., *Neurologické repetitorium nejen pro kurzy myoskeletální medicíny*. Dobřichovice: Nadační fond Karla Lewita. 2020. ISBN 978-80-270-8061-8.
- LEWITOVÁ, C. M. H. *O dospělých nohách. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2016, 1(2), s. 5-8. ISSN 2464-6784.
- MCRITCHIE, M., BRANTHWAITE H. a CHOCKALINGAM, N. *Footwear choices for painful feet – an observational study exploring footwear and foot problems in women* [online]. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2018. 11(1) [cit. 2022-07-05]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <https://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-018-0265-2>. DOI:10.1186/s13047-018-0265-2.
- MIKA, A., OLEKSY, L., et al. *The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women* [online]. *Gait & Posture*, 2012. 35(4), s. 677-680 [cit. 2022-07-06]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.001.
- MOHYLOVÁ, J. *Číslicové zpracování neurofyziologických signálů* [online]. Praha: FBMI ČVUT a VŠB-TU Ostrava. 2010. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Jitka-Mohylova/publication/50372470_Cislicove_zpracovani_neurofyziologickych_signalu/links/5747dc0808ae2301b0b80ae1/Cislicove-zpracovani-neurofyziologickych-signalu.pdf.
- MURLEY, G. S., et al. *Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review*. [online] *Gait & posture*, 2009, 29(2), 172-187 [cit. 2022-10-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015>.

MYERS, W. T. *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists. 4th edition.* London: Elsevier Health Sciences, 2021. ISBN 9780702078132.

NATALI, A. N., PAVAN, P. G., STECCO, C. *A constitutive model for the mechanical characterization of the plantar fascia* [online]. *Connective Tissue Research*, 2010, 51(5), s. 337-346 [cit. 2022-07-06]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/03008200903389127>.

NYSKA, M. MCCABE CH. et al. *Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes* [online]. *Foot & Ankle International*, 1996. 17(11), s. 662-666 [cit. 2022-07-06]. Dostupné z: 10.1177/107110079601701103.

OPILA, K. A., WAGNER, S. S. et al. *Postural alignment in barefoot and high-heeled stance* [online]. *Spine*, 1988. 13(5), s. 542-547 [cit. 2022-07-06]. ISSN 1529-9430. DOI: 10.1097/00007632-198805000-00018.

PAVAN, P. G., et al. *Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis* [online]. *Surgical and radiologic anatomy*, 2011. 33(10), s. 905-911 [cit. 2022-07-06]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00276-011-0873-z>.

PAIVA DE CASTRO, A., REBELATTO, J. R., a AURICHIO, T. R. *The relationship between foot pain, anthropometric variables and footwear among older people* [online]. *Applied Ergonomics*, 2009. 41(1), s. 93-97 [cit. 2022-6-12]. ISSN 0003-6870. DOI: 10.1016/j.apergo.2009.05.002.

PETERSEN, E., ZECH, A. a HAMACHER, D. *Walking barefoot vs. with minimalist footwear—influence on gait in younger and older adults* [online]. *BMC geriatrics*, 2020, 20(1), 1-6 [cit. 2022-14-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12877-020-1486-3>.

PILNÝ, J. et al. *Fasciitis plantaris: Současný pohled ortopeda. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence.* 2016, 1(2), s. 19-21. ISSN 2464-6784.

PROČKOVÁ, P. *Život naboso. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence.* 2016, 1(2), s. 55-59. ISSN 2464-6784.

PYTLOVÁ, L., *Barefoot: žij naboso!: vše o chůzi naboso a v barefoot obuvi.* Praha: Alferia. 2020. ISBN 978-80-271-0749-0.

RANGRA, P. a SANTOS D. et al. *The Influence of walking speed and heel height on peak plantar pressure in the forefoot of healthy adults: A pilot study* [online]. *Clinical Research on Foot & Ankle*, 2017. 5(2), s. 239 [cit. 2022-6-12]. DOI: 10.4172/2329-910X.1000239.

RAPI, J. *Statické deformity přednoží – Diagnostika a terapie. Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence.* 2016, 1(2), s. 9-16. ISSN 2464-6784.

REEVES, N. D. a BOWLING, F. L. *Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis* [online]. *Nature Reviews Rheumatology.* 2011. 7(2), s. 113-122 [cit. 2022-07-06]. ISSN 1759-4790. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nrrheum.2010.212> DOI:10.1038/nrrheum.2010.212.

RIDGE, S. T. et al. *Walking in minimalist shoes is effective for strengthening foot muscles* [online], *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2019. 51(1), s. 104–113 [cit. 2022-08-01]. ISSN: 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001751>. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001751.

ROCA-DOLS, A., et al. *Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles.* [online] *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 82, s. 126-132 [cit. 2022-10-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.003>.

SANDLER, M. a LEE, J. *Bosé běhání.* Přeložil KUDRNOVÁ, A. PIPEK, J. Praha: Mladá fronta. 2015. ISBN 978-80-204-3533-0.

SCHLEIP, R. *Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1* [online]. *Journal of Bodywork* 2003, 7(1), 11-19 [cit. 2021-03-01]. ISSN 13608592. Dostupné z: DOI:10.1016/S1360-8592(02)00067-0.

SCHLEIP, R. *Fascial Fitness: How to Be Vital, Elastic and Dynamic in Everyday Life and Sport.* United Kingdom: Lotus Publishing, 2017. ISBN 9781905367719.

SCHLEIP, R., JÄGER, H. et al. *"What is 'fascia'? A review of different nomenclatures."* [online]. *Journal of bodywork and movement therapies* 2012. 16(4) 496-502. [cit. 2022-08-01]. ISSN: 1532-9283. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23036881/>. DOI: 10.1016/j.jbmt.2012.08.001.

SCHWARZ, D. *Lineární filtrace–princip. Analýza a modelování dynamických biologických dat.* [online] [cit. 2022-31-01]. Dostupné z: https://is.muni.cz/www/98951/41610771/43823411/43823458/Analyza_a_modelo/44257487/Bi0440-Schwarz-VJ03.pdf.

SCOTT, L. A. a MURLEY, G. S. et al. *The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscles during walking.* *Journal of Electromyography and*

Kinesiology [online]. 2012, 22(6), s. 1010-1016 [cit. 2021-07-28]. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.06.008>.

SEMAAN, M. B., WALLARD, L. et al. *Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review* [online]. *Gait & Posture* 2022. 92, s. 249-257 [cit. 2022-07-05].

ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636221005889>. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.11.009.

SICHTING, F. et al. *Effect of the upward curvature of toe springs on walking biomechanics in humans*. *Scientific Reports* [online]. 2020, 10(1), s. 1-11 [cit. 2022-08-01]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7499201/>. DOI: 10.1038/s41598-020-71247-9.

SIMONSEN, E. B. *Contributions to the understanding of gait control*. [online] Copenhagen: University of Copenhagen, 2014. PMID: 24814597 [cit. 2022-6-12]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24814597/>.

STECCO, C., CORRADIN, M. et al. "*Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon*." [online]. *Journal of anatomy* 2013. 223(6): 665-676 [cit. 2022-08-01]. ISSN: 1469-7580. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24028383/>. DOI: 10.1111/joa.12111.

STRAUS, J. a JONÁK J. *Příspěvek k identifikaci osoby podle dynamického stereotypu chůze - Vliv obuvi na lokomoci*. *Kriminalistika*. Praha: Ministerstvo vnitra ČR, 2017, 50(4), s. 270-292. ISSN 1210-9150.

ŠPULÁK, D. *Zpracování povrchových elektromyografických signálů*. Disertační práce. Praha: ČVUT FEL. 2016.

ŠTÝBROVÁ, M. a CHMELAŘOVÁ M. *I za mlčícího mluví jeho boty! Umění fyzioterapie: Rehabilitace, diagnostika, léčba, prevence*. 2016, 1(2), s. 60-63. ISSN 2464-6784.

ŠŤASTNÁ, P. *Zdravé obouvání: Základní požadavky na zdravotně nezávadnou obuv*. In: *Česká obuvnická a kožedělná asociace* [online]. Zlín: IT-Help.cz, 2006 [cit. 2022-07-07]. Dostupné z: <https://www.coka.cz/zakladni-pozadavky-na-zdravotne-nezavadnou-obuv>.

THOMPSON, D. *Conventions for naming parts of the gait cycle*. [online] 2002 [cit. 2022-09-09]. Dostupné z: <https://ouhsc.edu/bserdac/dthomпсо/web/gait/terms.htm>.

- TOPPISCHOVÁ, M. a ŠNOPLOVÁ, A. *Funkce nohy* [online]. *Bolest*. 2008, 11(2), s. 109-111. [cit. 2022-27-07] Dostupné z: https://www.tigis.cz/images/stories/Bolest/2008/02/07_Toppischova_BOLEST_2_2008.pdf.
- TRAVELL, J. G. a SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Lippincott Williams & Wilkins, 2018, s. 968. ISBN: 0781755603.
- TRINKAUS, E. a SHANG, H. *Anatomical evidence for the antiquity of human footwear: Tianyuan and Sunghir*. [online] *Journal of Archaeological Science*, 2008. 35(7), s. 1928-1933, ISSN 0305-4403. [cit. 2022-11-16] Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jas.2007.12.002>.
- TURČIČOVÁ M. *Centrální limitní věta*. [online] Praha: Matematicko-fyzikální fakulta UK [cit. 2022-11-16]. Dostupné z: <https://www2.karlin.mff.cuni.cz/~turcic/CLV.pdf>.
- VALOUCHOVÁ, P. a KOLÁŘ, P. Chůze. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. s. 48-55. ISBN 978-807-2626-571.
- VAŘEKA, I. *Posturální stabilita - řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2002. 4, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
- VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., et al. *Dynamics of human gait, 2nd ed.* (1999). Cape Town: Kiboho Publishers.
- VÁGNER, I. *31SCS – Speciální číslicové systémy: Antialiasing*. [online] Praha: ČVUT v Praze, 2006 [cit. 2022-1-2]. Dostupné z: <http://noel.feld.cvut.cz/vyu/scs/prezentace2007/antialiasing/antialiasing.pdf>.
- VÉLE, F., *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VLACHOVÁ, M. *Mechanické kmitání a vlnění. Matematicko-fyzikální web* [online]. 2009 [cit. 2022-27-01]. Dostupné z https://www.researchgate.net/profile/Koktavý-Bohumil/publication/47088120_Mechanicke_kmitani_a_vlneni_ucebni_text_pro_studenty_distancniho_a_denniho_studia/links/551418010cf283ee0834a4d6/Mechanicke-kmitani-a-vlneni-ucebni-text-pro-studenty-distancniho-a-denniho-studia.pdf.
- WILLARD, F. H., VLEEMING, A. et al. *The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical consideratio* [online]. *Journal of Anatomy* 2012, 221, s. 507–536 [cit. 2022-6-12].
- WIRTH, B., HAUSER, F. et al. *Back and neck muscle activity in healthy adults during barefoot walking and walking in conventional and flexible shoes*. [online]. *Footwear Science*,

2011, 3(3), s. 159-167, [cit. 2022-27-07]. DOI: <https://doi.org/10.1080/19424280.2011.633104>.

WOLF, S. et al. *Foot motion in children shoes – a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes* [online]. *Gait Posture*, 2008. 27(1), s. 51-59.

Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.01.005>.

WULANDARI, I., et al. *The Influence of Footwear with Different Sole on the EMG Activity of Lower Limb Muscle During Walking*, [online] 2020. *International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA)*, s. 180-185 [cit. 2022-6-12]. DOI: 10.1109/ISITIA49792.2020.9163669. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9163669/authors#authors>.

ZEDKA M. a VALOUCHOVÁ P. Elektromyografická analýza v biomechanice. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. Praha: Galén, 2009, s. 199-202. ISBN 978-80-7262-657-1.

ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Praha: Karolinum, 2011, s. 220 ISBN 80-7184-786-0.

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: Box ploty znázorňují průměrné maximální hodnoty EMG obalové křivky vztažené k hodnotě MVC při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso pro levý m. gluteus maximus

Graf č. 2: Box ploty znázorňující průměrného nástupu svalové aktivity levého m. gluteus maximus při chůzi v konfekční obuvi (BB), v barefoot obuvi (BF), a naboso (nab)

Graf č. 3: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 1. probanda

Graf č. 4: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 1. probanda.

Graf č. 5: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 2. probanda.

Graf č. 6: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 2. probanda.

Graf č. 7: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 3. probanda.

Graf č. 8: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 3. probanda.

Graf č. 9: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 4. probanda.

Graf č. 10: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 4. probanda.

Graf č. 11: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 5. probanda.

Graf č. 12: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 5. probanda.

Graf č. 13: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 7. probanda. Data pro m. erector spinae obsahovala velké množství artefaktů, které bránily vyhodnocení aktivity svalu.

Graf č. 14: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 7. probanda. Data pro m. erector spinae obsahovala velké množství artefaktů, které bránili vyhodnocení aktivity tohoto svalu.

Graf č. 15: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 8. probanda.

Graf č. 16: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 8. probanda.

Graf č. 17: Průměrná maximální aktivace vybraných svalů v procentech MVC při chůzi naboso, v barefoot obuvi a v konfekční obuvi u 9. probanda.

Graf č. 18: Rozdíl průměrné maximální svalové aktivity v % MVC pro všechna vzájemná porovnání dvou typů chůze u všech měřených svalů u 9. probanda.

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Míry centrální tendence a směrodatná odchylka průměrného nástupu EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso

Tabulka č. 2: Průměrný medián doby aktivace všech měřených svalů, všech probandů dohromady při chůzi v konfekční obuvi (konfi), v barefoot obuvi (BF) a naboso v % krokového cyklu

Tabulka č. 3: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 1

Tabulka č. 4: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 2. N = počet měřených hodnot.

Tabulka č. 5: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 3. N = počet měřených hodnot

Tabulka č. 6: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 4. N = počet měřených hodnot

Tabulka č. 7: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 5. N = počet měřených hodnot.

Tabulka č. 8: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 7. N = počet měřených hodnot

Tabulka č. 9: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 8. N = počet měřených hodnot

Tabulka č. 10: Průměr (v aj. mean), směrodatná odchylka (SD) a chyba směrodatné odchylky (SE) maximální EMG aktivity pro všechny měřené svaly při chůzi v konfekční obuvi, barefoot obuvi a naboso u probanda č. 9. N = počet měřených hodnot

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. č. 1: Ilustrace práce nohy při došlapu v botách se zvednutou špičkou (Sichting et al., 2020)

Obr. č. 2: Porovnání stojné fáze krokového cyklu při chůzi naboso a v botách s různým stupněm zvednutí špičky (Sichting et al., 2020)

Obr. č. 3: Vývojový diagram zachycující operace předcházející prahování (Špulák, 2016)

Obr. č. 4: Umístění elektrod pro snímání svalové aktivity m. serratus anterior a m. obliquus externus abdominis (archiv autorky)

Obr. č. 5: Umístění elektrod pro snímání elektrické aktivity m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. erector spinae (archiv autorky)

Obr. č. 6: Chůze naboso po trávě (archiv autorky)

Obr. č. 7: Chůze v konfekční obuvi po trávě (archiv autorky)

Obr. č. 8: Chůze v barefoot botách po trávě (archiv autorky)

Obr. č. 9: Zobrazení průměrného naměřeného EMG signálu 1. probanda ze všech pěti kanálů. Osa „x“ znázorňuje normalizovaný časový průběh v procentech krokového cyklu, svislé přerušované čáry ukazují 100/0 % pohybového cyklu, na ose „y“ jsou názvy měřených svalů

9. PŘÍLOHY

Příloha 1: Vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 016/2021

Příloha 1: Vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Komparativní analýza aktivace svalů pletence pánevního a trupu při chůzi v různých typech bot a naboso

Forma projektu: výzkumná práce – diplomová

Období realizace: srpen 2021 – září 2021

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Zuzana, Hružová, Bc., UK FTVS, katedra fyzioterapie

Hlavní řešitel: Zuzana, Hružová, Bc., UK FTVS katedra fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): v prostorách areálu UK FTVS, v laboratoři KSP FTVS UK

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.

Finanční podpora:

Popis projektu: Cílem diplomové práce je porovnat aktivitu svalů trupu a pletence pánevního při chůzi s různým typem podrážky bot. Zároveň budu zjišťovat zapojení palce do odrazu v odrazové fázi krokového cyklu při různém typu bot. K porovnání zapojení svalů pletence pánevního bude využita povrchová elektromyografie (EMG) – k zjištění zapojení palce využiji foot scan. Studie je observační průřezová. Provedu kineziologické vyšetření, poté povrchovou EMG. Sběr dat z povrchové EMG bude probíhat před budovou FTVS na travnaté ploše v konfekční obuvi, v barefoot obuvi i bez bot. V každé části měření ujde účastník výzkumu cca 20 kroků. Teplota vzduchu během výzkumu bude vyšší než 20°C.

Charakteristika účastníků výzkumu: Výzkumu se účastní cca 20 probandů, věk 18-60 let, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Kontraindikace: gravidita, akutní (zejména infekční) onemocnění, úraz a rekonvalescence po onemocnění či úrazu, věk nad 60 let. Výběr respondentů bude probíhat náhodným stratifikovaným výběrem ze základního souboru: lidé co chodí i nechodí v barefoot botách a splňují věkovou hranici 18-60 let. Náhodný výběr provedeme losováním jmen z klobouku v bytě autorky práce. Účastníci budou osloveni prostřednictvím barefootových obchodů a na sociálních sítích.

Zajištění bezpečnosti: Ve výzkumu nebudou použity žádné invazivní metody. Testování elektromyografie (EMG) proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenu obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Venkovní prostor před fakultou, na kterém bude testování účastníků probíhat, bude vyznačené a ohraničené místo pro výzkum. Zajistím bezpečnost prostoru, ve kterém bude výzkum probíhat. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než rizika běžně očekávaná u tohoto typu testování. Experiment bude probíhat pod odborným dohledem Mgr. Radky Bačákové, Ph.D. Během výzkumu budou dodržena všechna hygienická opatření. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci nejsou z vulnerabilních skupin. Výzkumu se účastní pouze zdraví jedinci ve věku mezi 18 a 60 rokem.

Potenciální střet zájmů: Nejsem v pracovním právním (ani rodinném) vztahu k organizaci, kde je výzkum prováděn.

Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu/integritu našeho výzkumu. Výzkum je dělán za účelem sepsání závěrečné práce a odborných článků. Práce nemá žádného komerčního ani jiného zadavatele. Téma výzkumu jsem si vymyslela sama. Zajímá mě, jaký vliv má obuv na práci svalů během chůze.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, věk, zdravotní anamnéza, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít Bc. Zuzana Hružová, Mgr. Radka Bačáková, Ph.D. Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Fotografie: Během výzkumu budou pořizovány fotografie. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zahaslovaném počítači řešitele, přístup k nim bude mít Bc. Zuzana Hřůzová a Mgr. Radka Bačáková, Ph.D. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie, nepublikované fotografie budou ihned po zpracování výsledků smazány.


Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány audionahrávky ani videozáznamy. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 16. 8. 2021

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 016/2021

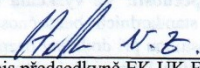
dne 16. 8. 2021

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpor** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, Praha 6

- 20 -


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu k žádosti 016/2021

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,
v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem *Komparativní analýza aktivity svalů pletence pánevního a trupu při chůzi v různých typech bot a naboso* prováděné v laboratoři KSP UK TTVS a v prostorách areálu UK FTVS.

Cílem diplomové práce je porovnat aktivitu svalů trupu a pletence pánevního při chůzi s různým typem podrážky a bez bot. Zároveň budu zjišťovat zapojení palce do odrazu v odrazové fázi krokového cyklu při různém typu bot.

Měření bude probíhat v období: od srpna 2021 do září 2021.

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Odhadovaná doba testování jednoho účastníka je 1-2 hodiny. Měření proběhne jednorázově.

Před testováním EMG proběhne kineziologické vyšetření fyzioterapeutem. Poté Vám nasadíme elektrody snímající aktivitu svalů na páni a trupu a provedeme měření maximální aktivity svalů. Po tomto měření se přesuneme před budovu UK FTVS, kde budeme testovat aktivitu svalů během chůze v konfekčních botách, které běžně nosíte a poté bude změřena aktivita snímaných svalů při chůzi v barefoot botách a/nebo po trávě bez bot. Měření je bezbolestné, pro některé účastníky může být nepříjemná chůze po trávě. Snažili jsme se minimalizovat diskomfort způsobený chůzí po studené podložce, proto bude výzkum probíhat na přelomu jara/léta při teplotě vzduchu nad 20°C. V každé části měření ujde účastník výzkumu cca 20 kroků celkově cca 60 kroků naboso.

Ve výzkumu nebudou použity žádné invazivní metody. Testování elektromyografie (EMG) proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Venkovní prostor před fakultou, na kterém bude testování účastníků probíhat, bude vyznačené a ohraničené místo pro výzkum. Zajistím bezpečnost prostoru, ve kterém bude výzkum probíhat. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než rizika běžně očekávaná u tohoto typu testování. Experiment bude probíhat pod odborným dohledem Mgr. Radky Bačákové, Ph.D. Během výzkumu budou dodržena všechna hygienická opatření. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Kontraindikace: gravidita, akutní (zejména infekční) onemocnění, úraz a rekonvalescence po onemocnění či úrazu. Výzkumu se nemohou zúčastnit osoby ve věku pod 18 a nad 60 let.

Přínosem tohoto výzkumu bude zjištění vlivu podrážky bot na zapojení svalů při chůzi.
Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), v nebo na e-mail adrese zuzka.hruzova@gmail.com

Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: věk a pohlaví, zdravotní anamnéza, data získaná výše uvedenými metodami – které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel. Uvodomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií účastníků: Během výzkumu budou pořizovány fotografie. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele, přístup k nim bude mít hlavní řešitel a vedoucí práce a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie, nepublikované fotografie budou ihned po zpracování výsledků smazány.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Zuzana Hrůzová Podpis:
Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis: