

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**ANALÝZA AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ DOLNÍ KONČETINY U
PACIENTŮ S PLOCHONOŽÍM POMOCÍ polyEMG BĚHEM CHŮZE PŘI
INTERVENCI SENZOMOTORICKÝMI STÉLKAMI**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jan Kaška, obor Fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení: Bc. Jan Kaška

Název diplomové práce: Analýza aktivity vybraných svalů dolní končetiny u pacientů s plochonožím pomocí polyEMG během chůze při intervenci senzomotorickými stélkami

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt: Tato diplomová práce si klade za cíl analyzovat aktivitu svalů pomocí povrchové EMG u probandů s plochonožím při intervenci senzomotorickými stélkami. Konkrétně zhodnotit změnu aktivity okamžitě po aplikaci stélek. Plochonoží je relativně častým jevem v populaci, někteří mohou žít s takto sníženou klenbou celý život bez obtěžujících příznaků a některé může obtěžovat bolest nebo zvýšená únava svalů v oblasti nohy. Tato práce je koncipována víceméně do dvou částí a to na první, s přehledem teoretických poznatků a druhou speciální. Teoretická část obsahuje anatomii a funkční kineziologii v oblasti nohy, dále je zde základní dělení stélek a nejnütnější informace o povrchové EMG. Ve speciální části jsou interpretovány výsledky z měření a odpovědi na výzkumné otázky. Naší studie se zúčastnilo 23 probandů (6 mužů a 17 žen) s průměrným věkem $32,76 \pm 14,14$ let. Ze záznamů povrchové EMG jsme hodnotili okamžité změny svalové aktivity pro parametry Mean amplitude a Mean frequency v závislosti na aplikaci senzomotorických stélek u probandů s plochonožím. Na základě výsledků se nám nepodařilo prokázat statisticky signifikantní změnu ($p < 0,05$) aktivity vybraných svalů v závislosti na rozdílu měření chůze bez a s SM stélkami. Výrazná změna nenastala ani v rozdílu svalové aktivity na začátku a na konci měření.

Klíčová slova: senzomotorické stélky, plochonoží, povrchová elektromyografie, chůze

Souhlasím s půjčováním této diplomové práce v rámci knihovních služeb

Author's name and surname: Bc. Jan Kaška

Title of the master thesis: Analysis of activity selected lower limb muscles in flat-footed patients by surface EMG with intervention of sensorimotor insoles.

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Year of presentation: 2020

Abstract: The thesis aims to analyze muscle activity in probands with flatfoot through the surface EMG during the intervention with sensorimotor insoles, and, specifically, to evaluate the effect immediately after the application of the insoles. Flatfoot is a rather common phenomenon in the population. Some people are diagnosed with the limited arch without impeding symptoms whereas some may suffer from pain or increased leg muscles fatigue throughout their lives. The thesis is divided into two parts. The first contains a theoretical knowledge overview while the other is specific. The theoretical part focuses on the foot anatomy and functional kinesiology, with a basic specification of insoles, and the essential information on the surface EMG (polyEMG). The specific section presents measurement results and addresses research questions. The study involves 23 probands (6 men and 17 women) with the mean age of 32.76 ± 14.14 years. Through the surface EMGs records we assessed the immediate effect on the muscle activity for the Medium amplitude and Mean frequency parameters, depending on the application of sensorimotor insoles in probands with flatfoot. Regarding the results, however, we were unable to demonstrate a statistically significant change ($p < 0.05$) in the activity of the selected muscles strength depending on the variance in the gait cycle measurement with and without SM insoles. Nor any significant change in the muscle activity was detected at the beginning or the end of the measurement.

Keywords: Sensorimotor insoles, flat foot, polyEMG, gait

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracoval zcela sám pod vedením mého vedoucího Mgr. Amra Zaatara, Ph.D., uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 14.5. 2020

.....

Na tomto místě bych chtěl poděkovat vedoucímu práce Mgr. Amru Zaatarovi, za cenné rady a připomínky během psaní diplomové práce. Nemalý dík patří Mgr. Ondřeji Laštovičkovi za umožnění podílet se na tomto výzkumu a poskytnutí mnoha informací, Mgr. Tomášovi Kleinovi za pomoc při zpracování dat.

Poděkování náleží zejména mým nejbližším za trvalou podporu a vytváření podmínek ke studiu po celou dobu mého studia.

SEZNAM ZKRATEK

ARV- average rectified values

CNS- centrální nervový systém

EMG- elektromyografie

FPI- foot posture index

FFvarC- forefoot varus compensated

FFvalgF- forefoot valgus flexible

IED- inter-electrode distance

KC- krokový cyklus

lig. - ligamentum

m. - musculus

MUAP's- motor unit action potentials

PL- m.peroneus longus

polyEMG- polyelektromyografie

RFvarC- rearfoot varus compensated

RMS – root mean square

SM- senzomotorické

TA- m. tibialis anterior

2D- two-dimensional

Obsah

1	ÚVOD.....	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2.1	Anatomicko-kineziologické poznámky	12
2.1.1	Kosti nohy	12
2.2	Funkční typologie nohy.....	13
2.3	Nožní klenba	14
2.3.1	Podélná klenba.....	15
2.3.2	Příčná klenba	16
2.4	Pokles klenby-plochá noha	16
2.4.1	Funkční testy k hodnocení klenby	18
3	ORTOTIKA PROTETIKA	19
3.1	Ortopedické stélky	20
3.2	Senzomotorické stélky	20
3.2.1	Typy a funkce jednotlivých elementů SM stélek	21
4	CHŮZE A HODNOCENÍ KROKOVÉHO CYKLU	25
4.1	Fáze krokového cyklu	25
4.2	Timing vybraných svalů během chůze.....	27
4.2.1	Musculus tibialis anterior	27
4.2.2	Musculus gastrocnemius	28
4.2.3	Musculus peroneus longus	29
4.2.4	Musculus gluteus medius	29
5	ELEKTROMYOGRAGIE- EMG	30
5.1	Jehlová EMG.....	30
5.2	Povrchová EMG.....	30
5.2.1	Snímání signálu povrchové EMG	31
5.2.2	Faktory ovlivňující EMG signál	31

5.2.3	Příprava pacienta k měření	32
5.2.4	Zpracování EMG signálu	33
5.2.5	Vyhodnocení a interpretace snímaného signálu	34
6	METODIKA	35
6.1	Charakteristika výzkumného souboru	35
6.2	Vstupní vyšetření	35
6.3	Příprava k měření	36
6.4	Průběh měření	37
6.5	Zpracování signálu	39
7	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	40
7.1	Hlavní cíl diplomové práce	40
7.2	Dílčí cíle	40
7.3	Výzkumné otázky	40
8	VÝSLEDKY	42
8.1	Výsledek k výzkumné otázce 1 (V1)	42
8.2	Výsledek k výzkumné otázce 2 (V2)	43
8.3	Výsledek k výzkumné otázce 3 (V3)	45
8.4	Výsledky k výzkumné otázce 4 (V4)	48
9	DISKUZE	51
9.1	Limity studie	55
10	ZÁVĚR	56
11	SOUHRN	57
12	SUMMARY	59
14	Referenční seznam	61
15	Přílohy	66
15.1	Vyjádření etické komise	66
15.2	Informovaný souhlas	67

15.3	Potvrzení o překladu	68
------	----------------------------	----

1 ÚVOD

Noha je důležitým orgánem, který nám umožňuje bipedální lokomoci a zprostředkovává kontakt těla s podložkou. Jakékoliv změny v této oblasti vedou ke změně nastavení osového orgánu a aktivity svalů přímo souvisejících s oblastí nohy, nebo zřetěžených do vzdálenějších segmentů. Pro tělo je důležitá nejen jako efektor pohybu, kdy dostává informace k pohybu aferentními dráhami, ale také je důležitým senzoryckým orgánem, který podává informace z proprioceptorů a exteroceptorů dostředivými drahami do CNS (Vařeka & Vařeková, 2009).

Pro lidskou lokomoci je velmi důležité, aby kloubní spojení v této oblasti bylo dostatečně pevné, ale i dostatečně pružné. Kombinace těchto dvou vlastností je dána nožní klenbou, kterou zajišťuje uspořádání kostí, kloubů dále její vyztužení vazy, a aktivitou skupiny dlouhých i krátkých svalů nohy. Narušením tohoto systému musí nutně dojít k poklesu klenby a vytvoření ploché nohy.

Plochonoží je v populaci relativně častým jevem, kdy se v literatuře uvádí, že až 25% populace trpí touto deformitou nohy. Pacienta nejčastěji obtěžuje bolestí v oblasti nohy nebo zvýšenou únavou plantárních svalů při delším stání. Častější je výskyt u žen, lidí s obezitou a u lidí s dlouhými chodidly (Dungl, 2014).

Obouvání je základní lidskou potřebou moderního člověka. I když se mnohdy konstrukční a materiálové parametry odchylují od současného poznání, je ochranná role obuvi těžko zpochybnitelná. Velkosériová výroba sice umožnila zlevnění produktu, ale z hlediska různých deformit nohy velkosériově vyrobené boty neumožňují výběr vhodné obuvi. Z tohoto důvodu jsou stále více vyráběny stélky a obuv individuálně, aby splňovali potřeby pacientů s deformitami nohou (Hlaváček, 2014). Je důležité si uvědomit, že krátké svaly se mají adaptovat na terén, který mají proprioceptivně vnímat, tuto funkci jim však bota upírá, protože funguje spíše jako dlaho. Na druhou stranu naše chůze po tvrdém terénu potřebuje pružnou podešev, protože vznikají nutné, ale i škodlivé rázy, které se přenáší až na páteř (Véle, 1997). Vhodně zvolenými individuálně zhotovenými senzomotorickými stélkami ovlivníme aferentní informace jdoucí ze svalů a vazů, po vyhodnocení CNS a následně vyslaných eferentních signálů zpátky dochází ke změně aktivity svalů a nastavení segmentu. Tím, že dojde k ovlivnění posturálních i fázických svalů dojde ke změně postury a chůze.

Cílem této práce je tedy zhodnotit vliv individuálně zhotovených senzomotorických stélek od firmy Sensofeet® na vybrané svaly m. peroneus longus, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior a m. gluteus medius při výskytu ploché nohy. Analýza vlivu stélek na aktivitu svalů je uskutečňována pomocí objektivního snímání povrchové elektromyografie (EMG) při chůzi.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomicko-kineziologické poznámky

Stavba nohy je poměrně složitá, což je dáno kostní strukturou čítající 26 kostí s četnými kloubními spojeními, které zpevňují ligamenta a kloubní pouzdra. Uspořádání kostí tvoří dvě klenby, podélnou a příčnou. Svaly pro funkci nohy jsou tvořeny skupinou dlouhých a krátkých svalů nohy (Véle, 2006, Vařeka & Vařeková, 2009)

2.1.1 Kostí nohy

Kostru nohy dělíme dle Dylevského na tři oddíly a to na zánártí-tarsus, nárt-metatarsus a články prstů-phalangy (Dylevský, 2006). Tarsálních kostí je sedm, jsou poměrně velké a patří sem calcaneus, talus, os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformia.

Talus je důležitou kostí spojující nohu s bércelem. Rozkládá hmotnost člověka a další zatížení rovnoměrně po celé noze. Zatížení se přenáší pomocí horní kloubní plochy a vidlicí tvořenou oběma kotníky, síla je rozložena anteriorně-laterálním anteriorně-mediálním a posteriorním směrem (Kapandji, 1987). Zátěž se tak rozkládá přes os naviculare do prvního metatarsu a posteriorně do hrbolu patní kosti (Dylevský, 2006)

Calcaneus představuje nejmasivnější kost nohy. Jak již bylo uvedeno, přejímá část hmotnosti těla z talu a převádí ji na podložku.

Os naviculare je klenákem nožní klenby, který má jako v architektuře nezastupitelnou roli pro stabilitu celé konstrukce, tedy klenby. Nachází se na vrcholu mediálního oblouku.

Ossa cuneiformia se kloubně spojují s os naviculare, články prvního až čtvrtého prstce a os cuboideum. Vnitřní klínová kost se nachází ve vnitřním oblouku nožní klenby, podobá se klínu, jejíž ostří je obráceno do hřbetu nohy. Střední klínová kost je uložena mezi vnitřní a zevní klínovou kostí, opět má ostří, které ale směřuje do plosky nohy. Zevní klínová kost má ostří, které směřuje opět do plosky.

Os cuboideum je kostí připomínající klín vložený na malíkové straně nohy mezi kalkaneus a bázi čtvrté a páté nártní kosti.

Nártní kosti nám vytváří střední část kostry nohy. Báze kostí je zesílená, připomínající klín s ostřím otočeným do plosky nohy. Z bočních ploch jsou tuberosita

pro úpony mezikostních vazů. Na páté nártní kosti je nápadná báze vybíhající na malíkové straně jako tuberositas ossis metatarsalis quinti, kde se upíná musculus peroneus brevis (Čihák, 2011; Dylevský, 2006; Kapandji, 1987).

2.2 Funkční typologie nohy

Jedná se o model, který vnímá nohu jako dynamický komplex a ne jako statickou strukturu. Tuto typologii, kterou vytvořil Root v polovině 20. století, si všímá postavení subtalárního kloubu. Jako ideální považuje postavení kdy je osa dolní 1/3 bérce a zadní plocha paty shodná, zároveň je rovina plosky pod předonožím shodná se zánožím. Původně rozděloval nohu na varózní zánoží, varózní předonoží a valgózní předonoží, později se tyto typy doplnili o další subtypy a variace. Z hlediska ovlivnění nožní klenby je nutné zmínit Kompenzovanou varozitu zánoží (RFvarC), Kompenzovanou varozitu předonoží (FFvarC) a Flexibilní valgózní předonoží (FFvalgF).

Kompenzovaná varozita zánoží je charakteristická dostatečnou pronací v subtalárním kloubu, tím umožňuje kontakt mediálního okraje nohy s podložkou. Případná valgozita paty je po celou dobu zatížení. Hyperpronace zánoží oplošťuje klenbu, která je u tohoto podtypu poměrně výrazná. Tento subtyp můžeme diagnostikovat také pomocí otlaků na noze, kdy jsou nejčastěji pod hlavičkami II. a III. Metatarsu.

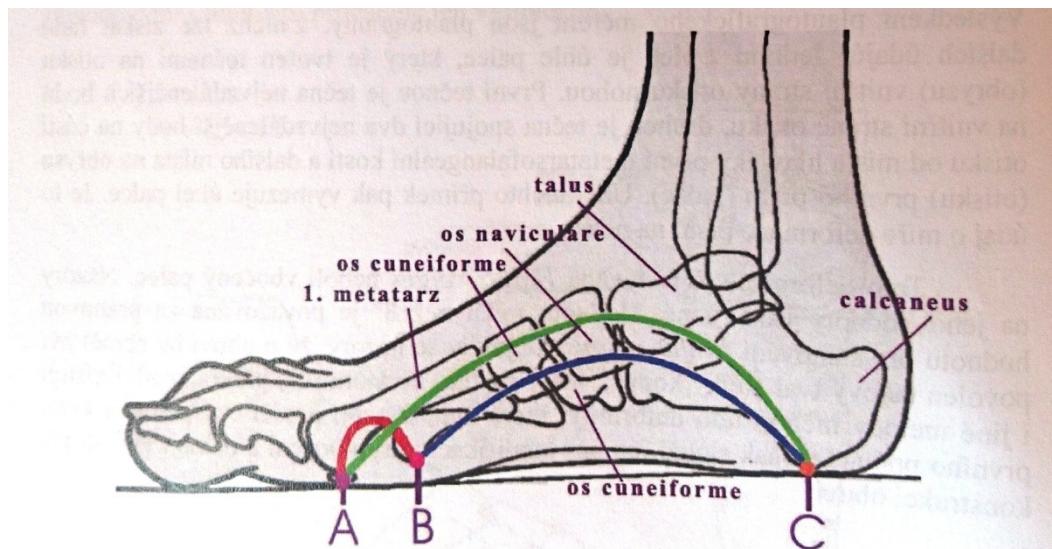
Kompenzovaná varozita předonoží je mechanicky podobná předchozímu typu, také zde dochází ke kompenzační hyperpronaci kalkaneu, dochází k ní však v období pozdní střední opory a odrazu. Nestabilní talus klesá distálně a tím dochází k výraznému poklesu mediálního podélného oblouku. Typicky jsou otlaky pod II. a III. distálním článkem a na mediální straně článku palce.

Flexibilně valgózní předonoží je častější než rigidní forma. Dostatečná možnost kompenzační supinace předonoží kolem podélné osy transverzotarálního kloubu, předonoží tak při zatížení dosáhne podložky a není nutná kompenzační supinace v subtalárním kloubu. Subtypy B1 a B2 mají v transverzotarálním kloubu normální rozsah supinace, ale zvýšená je naopak pronace. Při zatížení dochází k rozšíření předonoží a mediální oblouk při odrazu výrazně klesá (Vařeka & Vařeková, 2015; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.3 Nožní klenba

Klenba nožní je útvar, který z hlediska statiky přenáší zatížení těla na takzvané pilíře. Tři oblouky (vnitřní, zevní a příčný), které ohraničují nožní klenbu a spojují se do tří pilířů nebo bodů, které se dotýkají podložky v místě prvního a pátého metatarsu a zadní části kalkaneu. Na vrcholu mediální klenby se tak jako v architektuře nachází klenák, nebo jak ho Kapandji (1987) přirovnává ke střeše s krokviemi, který je důležitý pro dynamickou stabilitu celého komplexu nožní klenby. Vývoj klenby je dán pronatorním zkrutem nohy v prenatalním období, který se na úrovni kalkaneu a talu zastavil ve vertikále a hlavičky metatarsů dosáhly horizontály (Vařeka & Vařeková, 2009). Díky své struktuře umožňující změnu zakřivení a elasticity se umí přizpůsobit nerovnému povrchu. Důležitou funkcí je absorpce nárazů, které vznikají při chůzi a chrání měkké struktury v oblasti chodidla. Jakékoliv patologické změny v oblasti planty, ať už se jedná o její zvýšení nebo naopak oploštění se vážně podepíší na opoře těla při chůzi a udržení postury (Dylevský, 2006; Hayes & Barbaro-Brown, 2017). Lidské chodidlo můžeme v zásadě rozdělit do tří kategorií, první kdy je klenba považována za normu (*pes rectus*, výška klenby okolo 2,57 mm), druhá je s nízkou klenbou (*pes planus*, výška okolo 1,86 mm) a třetí vysoká klenba (*pes cavus* s výškou 3,26 mm) (Kodithuwakku, Chander & Knight, 2019)

O faktory, které drží správný tvar klenby se vedou spory. Dylevský (2006) uvádí, že na udržení klenby se podílí tvar kostry nohy a jejich architektonické uspořádání, dále vazivo a svaly nohy. Vařeka & Vařeková (2009) uvádí ke svalům čtvrtý faktor, který je dán jejich řízením, tedy CNS. Morton i Basmajian v minulosti prokázali aktivaci svalů hlavně při odrazu v krokovém cyklu, přičemž aktivité svalů na udržení klenby v klidném stoji připisují malý nebo dokonce žádný význam (Vařeka & Vařeková, 2009). Některé studie zaměřené na udržení podélné klenby pomocí svalů, však potvrzují deformaci délky a výšky klenby za zvýšené aktivity svalů nohy (Kelly, Creswell, Racinais, Whiteley, Lichtwark, 2014).



Obrázek 1. Schematické znázornění tří opěrných bodů (A- 1. metatarz; B- 2. metatarz; C- zadní část kalkaneu), příčné klenby (červeně), podélné mediální (zeleně) a laterální (modře) (Hlaváček, 2014).

2.3.1 Podélná klenba

Jejího výrazného klenutí si můžeme všimnout na mediálním okraji nohy. Vnitřní oblouk, takzvaný palcový podélný, tvoří pět kostí. První metatarz, jehož hlavička se dotýká podložky, poté následuje os cuneiforme mediale, která se nikde nedotýká podložky, os naviculare představitel vrcholu klenby a představitel klenáku, jako přenašeč síly z vyšších etáží je zde zavzat talus a nejproximálnějším útvarem mediální podélné klenby je kalkaneus, který se stýká s podložkou hrbolem patním. Laterální oblouk je výrazně nižší a tvoří jej pouze tři kosti a to pátý metatarz, os cuboideum a kalkaneus, který vytváří zadní opěrný bod. Hlavička pátého metatarzu tvoří také opěrný bod pro přední oblouk (Vařeka & Vařeková, 2009).

Na udržení podélné klenby se podílejí vazy plantární strany nohy (ligamenta cuneonavicularia, lig. talonavicular, nejvýznamněji však lig. plantare longum). Kapandji (1987) uvádí jako aktivní zpevňující články pro mediální oblouk m. tibialis posterior, který táhne os naviculare pod hlavičku talu, m. peroneus longus, který akcentuje zakřivení oblouku. Dále mají velký vliv na zakřivení svaly m. flexor hallucis longus a flexor digitorum longus. Na zvětšení zakřivení se podílí také m. abductor hallucis longus, který svou aktivitou přibližuje konce oblouků k sobě. Pro laterální podélnou klenbu jsou důležitá aktivita m. peroneus brevis, který brání společně s ligamenty plantární strany poklesu inferiorně. Podobnou funkci jako předešlý

sval má m. peroneus longus. Stejně jako na druhé straně působící abduktor palce, zde působí m. abduktor digiti minimi. Laterální klenba je podstatně nižší, a pokud nedochází k deformitě nohy v podobě pes cavus dotýkají se měkké tkáně podložky (Kapandji,1987).

2.3.2 Příčná klenba

Vařeka (2009) ve své knize Kineziologie nohy uvádí, „ Příčné klenutí se klene v podstatě po celé délce nohy. Je tvořeno celou řadou příčných oblouků, které mají různý tvar a stavbu podle jednotlivých úrovní“ (p. 44). Dále zde rozděluje jednotlivé oblouky na přední, zadní a střední. Zadní oblouk příčného klenutí je v oblasti os naviculare a cuboideum. Střední oblouk je složen z ossa cuneiformia a os cuboideum. Přední oblouk se klene od prvního k pátému metatarzu, kdy Dylevský (2006) bere tento oblouk za příčnou klenbu. Z důvodu plochého tvaru, který je z části dán měkkými tkáněmi v oblasti planty mnozí pochybují o výskytu příčné klenby. Dynamické podografické skenování při chůzi popřelo existenci příčného oblouku i při nízkém tlaku v přední části chodidla, proto je zde kontroverze s bolestí v metatarsálních prostorech při snížení klenby (Metera & Saran, 2018).

Celistvost podélné a příčné klenby závisí na postavení kostí, především tarsálních kosti a kloubů (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.4 Pokles klenby-plochá noha

Pokles klenby v oblasti planty je dán oslabením struktur, které ji přirozeně drží a to zejména ligamenty a svaly. Pokud dojde ke kolapsu svalů, které ji mají podporovat, dojde k napnutí ligament, a nakonec ke zborcení celé klenby (Kapandji, 1987). Při zatížení je plochá noha příliš relaxována, to vede k tomu, že klouby musí pracovat v extrémně krajních pozicích. Tyto odchylky mohou vést k rozvoji artrózy, protože dochází ke zvýšenému zatížení v nefyziologickém postavení (Winkelstein, 2013). Rozdělujeme dva typy poklesu klenby a to flexibilní, kdy je normální výška oblouku při odlehčení zátěže a rigidní kdy je pokles zřetelný jak při zatížení končetiny, tak bez ní (Kodithuwakku et al. 2019). Je nutno podotknout, že flexibilní plochá noha je v určitém dětském věku fyziologická (Hayes & Barbaro-Brown, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009). Vrozeně plochá noha je dána vrozenou patologií v oblasti talu, zatímco získaná je dána zvýšenou laxitou vaziva, svalovou slabostí a dysbalancí,

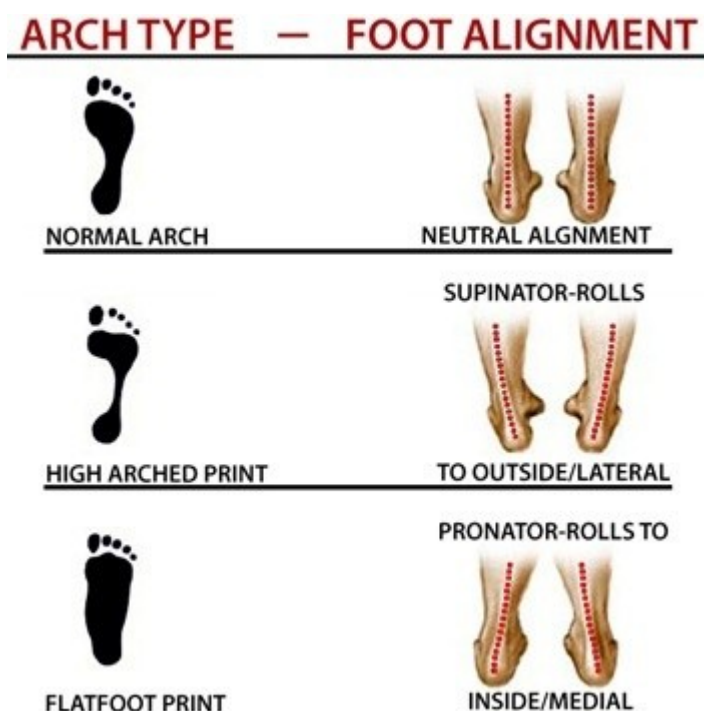
dále artritickou plochou nohou a z kontraktur peroneálních svalů nebo m. triceps femoris. Získaná plochá noha v dospělosti je statickou deformitou vznikající v každém věku po ukončení růstu. Část plochých dětských nohou přechází i do dospělého věku (Dungl, 2014). Kapandji (1987) mimo jiné usuzuje, že jde o involuční změny, které jsou dané tím, že se pohybujeme po tvrdém povrchu v botách, takže naše klenby se nemusí přizpůsobovat proměnlivému terénu a dochází k atrofii podpurných svalů. Je zajímavé, že Hunt & Smith (2003) ve své práci, kde se zabývali porovnáváním biomechanických faktorů u ploché a normální klenby ve stejné fázi chůze, nenašli výrazné rozdíly. Pouze konstatují, že u ploché nohy je předonoží mírně addukováno ($p < 0,05$) a vrchol momentu síly flexorů planty byl vyšší u odrazu ($p < 0,05$). Při stožení na jedné noze je menší aktivita m. abductor hallucis longus ploché nohy, to může mít vliv na výšku os naviculare. Nejčastěji se setkáváme u plochonoží s varózním předonožím a jeho kompenzací v podobě nadměrné pronace v subtalárním kloubu. Na tyto změny může reagovat postavení holenní kosti vůči stehenní a zvýšit tak Q úhel, čímž dojde k většímu tahu vastus lateralis a iliotibiálního traktu. Z tohoto důvodu se spekuluje o větším zapojení vastus lateralis u lidí s plochonožím (Lee, Park, Lee & Kim, 2013).

V předchozích studiích se ukazuje, že deformitou nohy v podobě plochonoží trpí přibližně 25% populace. Více jí trpí ženy, jedinci s vyšším BMI a lidé s delšími chodidly. Kauzálními faktory pro vznik ploché nohy se ukazuje být věk, obezita a absence nošení obuvi v raném dětství, což je v rozporu s tím co píše Pročková (2016), která uvádí, že pro dětskou nohu je nezbytná co největší volnost pro vývoj správných stereotypů a aktivace svalů (Kodithuwakku et al., 2019).

Klinicky se projevuje bolestí v oblasti subtalární a projikuje se do sinus tarsi při chůzi i stání. Zpočátku nemusí být příliš pokleslá, viditelné je valgózní postavení paty a zevní okraj nohy je nadzdvížen nad podložku. Aspekčně si všímáme při chůzi propadu podélné klenby a můžeme pozorovat sešlapanou podrážku v oblasti pat (Dungl, 2014; Maršáková & Pavlů, 2012).

K sofistikovanějšímu posouzení stavu klenby nám může posloužit zhodnocení otisku nohy, antropologické měření pomocí měřicího pásma, pravítka nebo speciálního zařízení nazvaného systém měření výškového indexu oblouků (AHIMS). Dále můžeme použít 3D kinematické zařízení nebo 3D skenery (Kodithuwakku et al., 2019).

Terapie je v drtivé většině konzervativní, ať už se jedná o korekci klenby pomocí individuálně zhotovených stélek, speciálních ortéz, anebo vhodné obuvi. Obuv by měla mít pevnou vyztuženou patu s vyztuženým klenkem (střední část podešve boty), u dámské populace se nedoporučuje vysoký podpatek nad 3-4 centimetry. V nejzávažším případě se provádí chirurgická korekce. K tomuto razantnímu kroku se sahá při velkém poklesu klenby doprovázenou dalšími progresivními symptomy jako je například bolest (Dungl, 2014; Hlaváček, 2014; Kodithuwakku et al., 2019).



Obrázek 2. Typ klenby s typickým otiskem a postavením nohy (retrieved 14.11.2019 from World Wide Web: <https://www.quora.com/Can-flat-feet-cause-ankle-pain>)

2.4.1 Funkční testy k hodnocení klenby

2.4.1.1 Foot Posture Index (FPI)

Foot Posture Index je diagnostickým nástrojem k posouzení postavení nohy a nožní klenby. Pacient stojí ve volném stoji při zatížení obou končetin a hodnotí se postavení, které může být v neutrálním (hodnoceno stupněm 0), supinovaném (-2) nebo pronovaném postavení (+2). Hodnotíme šest kritérií, a to palpace a postavení

hlavičky talu, zakřivení nad a pod zevním kotníkem, postavení kalkaneu ve frontálním postavení, prominence v oblasti talonavikulárního skloubení, kongruence vnitřní podélné klenby a abdukční nebo addukční postavení předonoží vůči zadonoží. Body se z jednotlivých kritérií sčítají a můžeme hodnotit na stupnici od -12 do + 12 (Redmond, 2005).

2.4.1.2 Tiptoe test

Jednoduchý klinický test, který nám slouží k posouzení stavu nožní klenby. Při postavení a přenesení váhy na špičky dojde k vytvoření podélné klenby, pokud se tak nestane, jde o rigidní plochou nohu, v opačném případě kdy při volném postoji je podélná klenba pokleslá a při postavení na špičky dojde k vytvoření klenby, se jedná o flexibilní plochonoží. Při rigidní formě je nutno myslet na neurologické a myopatické onemocnění (Atik, Ozyurek, 2014).

3 ORTOTIKA PROTETIKA

Jedná se o interdisciplinární obor, který se zabývá návrhem stavby, stavbou a aplikací protetických pomůcek. Skládá se z mnoha oborů jako je protetika, ortotika, kalceotika, epitetika a adjuvatika. Z důvodu občasného zmatku mezi odbornou veřejností krátce shrnu jednotlivé obory.

- Protetika- je oborem ortotiky protetiky, který se zabývá aplikací zevních protetických pomůcek, jež kompenzují deficit jak somatický i funkční. Funkčním výstupem je protéza.
- Ortotika- aplikuje zevní protetické pomůcky pouze za účelem ovlivnění funkční stránky, bez ovlivnění morfologie. Patří sem ortézy všeho druhu.
- Epitetika- nahrazuje pouze morfologickou strukturu, bez ovlivnění funkce. Řadíme sem epitézy.
- Kalceotika- jedná se o obor, který nás v souvislosti s touto prací nejvíce zajímá. Zabývá se indikací, konstrukcí, zhotovením a aplikací individuální obuvi, stélky a různých korekčních dílců. (Dungl, 2014, Hlaváček, 2014)

3.1 Ortopedické stélky

Tyto vložky do obuvi mají za úkol kompenzovat uložení nohy v botě a to v podélných i příčných osách. Její konstrukce je přesně konstruována k objektivnímu nálezu, a to jak morfologickému tak funkčnímu. Musí zohledňovat postavení paty, to znamená, že supinační klín musí svým vrcholem komunikovat s vrcholem klenby (Dungl, 2014). Hlavní funkce pro takovouto stélku by měla být v přeměrování sil procházejících skrze nohu, zvýšení celkové plochy kontaktu nohy s podložkou a korigování sil mezi nohou a vložkou (Hayes & Barbaro- Brown, 2017; Winkelstein, 2013). Můžeme je dělit do dvou kategorií a to na korektivní a akomodační. Užívají se k úlevě od bolesti, korekci flexibilních deformit, zvýšení stability nohy a jako prevence defektů kůže (Winkelstein, 2013). Za jedinou vhodnou vložku považujeme tzv. celou vložku, která je po celé stélce obuvi, poloviční a tříčtvrteční už jsou dnes překonány z důvodu jejich polohové instability v obuvi (Dungl, 2014).

3.2 Senzomotorické stélky

Senzomotorické (SM) stélky pomocí pelot mění aferentní informace ze svalů a vazů což vede ke změně aktivity svalů a nastavení segmentu, respektive i zřetězení do dalších segmentů, do kterých je tato změna projikována (Ludwig, Kelm & Fröhlich 2016). Tím, že SM stélky přenáší senzorní stimuly na specifická místa na plosce, dojde ke změně nervových impulsů, které ovlivňují posturální a fázické svaly. To přináší pozitivní efekt v podobě zlepšení postury, chůze a celkově vliv na muskuloskeletální systém. Je nutné si uvědomit, že tím ovlivňují biomechaniku zánoží a také kinematiku celé dolní končetiny. Proprioceptivní stélky snižují působení sil na mediální straně středonoží, což ukazuje, že stimulace planty mění biomechaniku chodidla během chůze. Hlavní funkcí je vytvoření taktilní stimulace na chodidle, která vytváří změněné smyslové signály. Touto změnou propriocepce dochází ke změně plantárního tlaku, aktivity svalů a parametrů chůze. Často dochází ke zlepšení koordinace musculus tibialis anterior a m. gastrocnemius (Aminian, Safaeepour, Farhoodi, Pezeshk, Saeedi, Majddolelsam, 2013; Neto et al., 2017; Lusardi, Jorge & Nielsen, 2013).

Pelotám senzomotorických stélek se připisuje mnoho ovlivňujících faktorů, například u retrokapitální peloty zvětšování úhlu progresu, tedy rotace špičky nohy

zevně. Mediální kalkaneální pelota úhel progrese zmenšuje, což znamená rotaci špiček zevně. Při nošení senzomotorických stélek dochází k větší aktivaci svalů nohy, které ovlivňují postavení chodidla. Této větší aktivace si všímáme zejména v první třetině stojné fáze. Před samotnou výrobou je nezbytné odebrání anamnézy a důkladné kineziologické vyšetření a zhodnocení chůzového stereotypu (Laštovička, Klein, Janura, 2018; Ludwig et al., 2016). Pro výrobu speciálních vložek, dělaných přímo na míru se používá několik technik ke zjištění tvaru nohy. Můžeme použít pěnové otiskovací systémy, 2D skenovací systémy, silové plošiny, nebo sádrové odlitky. Stav nohy pomocí otisků můžeme zjistit v plném zatížení, odlehčení nebo bez zatížení (Lusardi, 2013). Pro zhotovení vhodné vložky lze pomocí skenování získat tvar, délku a šířku chodidla, dále postavení hlaviček metatarsů a případné otlaky. Výhodou skenování je jeho rychlost a přesnost, navíc všechna data můžeme rychle zpracovat pomocí digitálních programů, kde dostaneme 2D sken chodidla a zvolený model vložky, kterou ještě můžeme upravovat (Golová, 2016). Jako nejvhodnějším materiálem pro výrobu stélek se ukazují pěnové polystyreny. Tyto materiály zaprvé odlehčují kostěným výběžkům, za druhé mohou přenést zatížení do sousedních měkkých tkání, a navíc mnoho studií ukazuje, že tento materiál tlumí nárazy při chůzi (Lusardi et al., 2013).

3.2.1 Typy a funkce jednotlivých elementů SM stélek

Senzorimotorické stélky pracují s podmínkou, že přiblížením obou konců úponu svalu se vyvolá nárůst svalové aktivity. Opačně je tomu pokud se prodlouží oba konce úponů (Fischer, 2008)

- Patní elementy- mediální i laterální element ovlivňuje zejména pozici kalkaneu a tím i rotaci celé dolní končetiny. Nastavení jejich pozice se určuje podle typu nohy a možností ovlivnění podélného klenutí nohy. Mediální patní element začíná od sustentaculum tali a podporuje aktivitu m. tibialis posterior, laterální facilituje m. peroneus longus. Umístění peloty je závislé na výšce podélné klenby a typu nohy. Právě u ploché nohy závisí na klinickém vyšetření. Pokud pacient není schopen postavení

na prsty, mediální pelota bude muset být nižší a umístěna lehce dopředu. Zevní element musí být ve stejné výšce jako protilehlá pelota. Je důležité si uvědomit, že patní elementy prohlubují bederní lordózu, toto pravidlo mít na paměti u dětského rostoucího skeletu s výraznou lordózou.

- Retrokapitální elementy- jejich hlavní funkcí je nastavení předonoží. Vnitřně vyvýšený element má korigovat pronační postavení nohy, na druhou stranu laterální koriguje supinaci nohy jejím snížením. Zvýšený vnitřní element rotuje nohu a celou dolní končetinu do vnitřní rotace a koriguje valgózní postavení u ploché nohy.
- Prstní elementy- relaxují plantární flexory a zadní skupinu svalů dolní končetiny s cílem úpravy postavení paty proti předonoží. Mediálně vyvýšený element koriguje hyperpronaci nohy a laterální naopak její zvýšenou supinaci (Fischer, 2008; Vaňková, 2018).

Senzomotorické stélky Sensofeet® se vyrábějí s jednotlivými pelotami, které se nastavují podle rozboru chodidla a chůze. Tato firma nastavuje konstrukci stélek podle hodnocení kritérií v konfigurátoru, tedy dle typu nohy, postavení pat ve stoji, ve středu stojné fáze a odrazu ze špičky (Laštovička, osobní sdělení, 2020).

- Mediální patní pelota- stimuluje musculus tibialis posterior, svým uložením působí proti pronaci nohy a pes planus. Stabilizuje zadonoží a působí proti rekurvaci kolenního kloubu.
- Laterální patní pelota- stimulace peroneálních svalů a stabilizace zadonoží.
- Retrokapitální pelota- reguluje rotaci nohy a napětí plantárních flexorů.
- Prstová pelota se podílí na snížení napětí plantární fascie a plantárních flexorů. („ Jak Sensofeet funguje,“ n.d.)



Obrázek 3. Jednotlivé peloty SM stélky od výrobce Sensofeet® (Retrieved 14.11. 2019 from World Wide Web: <https://www.sensofeet.cz/index.html#technologie>)

3.2.1.1 Propriocepce a senzomotorický systém

Propriocepce patří mezi hluboké čítí, přičemž jejím hlavním cílem je detekce pohybu, svalové činnosti, a tím i udržování správného postavení kloubů a jejich stability. Vnímání polohy těla je uskutečňováno pomocí aferentních signálů ze svalů, ligament, šlach, kloubních pouzder, kůže, informací z rovnovážného ústrojí a zraku kdy zpracování těchto všech informací tvoří proprioceptivní informace. (Senol, Ucar, Cay, Ozbag, Candolat, Yildiz, 2019). Mezi základní funkce propriocepce patří i udržování posturálních reflexů a tím svalového tonu. Nejvýznamnějšími proprioceptory jsou svalová vřeténka a svalová tělíška.

Svalová vřeténka jsou v paralelním uložení se svalovými vlákny, přičemž reagují na pasivní protažení svalu. Čím více jsou protažena, tím větší je jejich podráždění. Dráždění je vyvoláváno jak tahem antagonistických svalů, tak i vahou končetin. Z vřetének vycházejí aferentní vlákna, která se pomocí zadních kořenů míšních zapojují do míchy. Zapojení je zde dvojí, buď přímo k α motoneuronům předních rohů míšních, kdy zde tvoří monosynaptické spojení, nebo přes míšní interneurony. Tím, že intrafuzální vlákna probíhají paralelně s extrafuzálními dochází k současnému protahování svalu a zpětnovazebné dráždění alfa motoneuronů vyvolávající svalovou kontrakci. Vřeténko srovnává napětí intrafuzálních vláken s těmi extrafuzálními, tedy vlákny svalovými. Vlákna gama, která se spojují s interneurony, jsou významnou součástí autoregulačního systému, který se nazývá gama systém.

Gama systém nastavuje citlivost receptoru, úroveň dráždivosti vřetének je tedy řízena napětím intrafuzálních svalových vláken, která jsou řízena γ motoneurony předních rohů míšních. Vše je ovlivňováno stupněm protažení svalového vlákna. Dráždivost svalových vřetének je tak stále akomodována na protažení extrafuzálních vláken svalu. Jsou tzv. komparátorem, který neustále porovnává napětí vláken intra- a extrafuzálních. Kontrakce svalu je tak vyvolávána buď přímým podnětem z alfa motoneuronů, nebo reflexně, tedy nepřímo pomocí gama motoneuronů. Hlavním cílem je především zajištění přiměřeného svalového napětí a jeho řízení při různém zatížení svalu. Uplatnění je tedy významné při posturálních reflexech, udržování a řízení tonu antigravitačních svalů. Složitost tohoto systému je vyjádřena v jeho řízení, poněvadž je řízen retikulární formací s ovlivňujícími faktory z mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry.

Šlachová tělíska se nacházejí v oblasti rozhraní šlachy a svalu. Jsou citlivá na pasivní i aktivní svalovou kontrakci. Jejich aktivace je při napnutí šlachy. Hlavním cílem je ochrana svalu před jeho vlastním přetržením, kdy informace ze šlachových tělísek působí přímo inhibičně na alfa motoneurony agonistického svalu. Vlastní tělísko je opředeno aferentními nervovými vlákny, které vedou informace do míšních interneuronů, kde mají inhibiční význam na alfa motoneurony agonistického svalu.

Senzomotorický systém musí neustále reagovat na podněty ze zevního prostředí. V CNS dojde k analýze těchto informací a pokud systém vyhodnotí, že je nutno reagovat na tyto aferentní vstupy, vyšle eferentní vzruchy ke svalům. Příjem informací, jejich zpracování a začlenění v CNS až po svalovou činnost na ní reagující se nazývá senzomotorika (Dylevský, 2006; Trojan, Druga, Pfeiffer, Votava, 2005). Zajímavou informací je, jak ovlivňuje stresový hormon kortizol propiocepci v oblasti kotníku. Bylo zjištěno, že propiocepcie mezi levou a pravou dolní končetinou je stejná, rozdíl už je ale při zavření očí a ve stresovém období (Senol et al., 2019).

4 CHŮZE A HODNOCENÍ KROKOVÉHO CYKLU

Chůze je základním lokomočním vzorem, který je rozvíjen na fylogeneticky fixovaných stereotypech, je charakteristická pro každého jedince. Aspekci chůze zjišťujeme nejruznější odchylky z poruch pohybového aparátu nebo nervové soustavy. Pro její správné posouzení je nutná znalost jednotlivých krokových fází a kineziologie pohybů jednotlivých segmentů těla (Kolář, 2012). Bez výskytu patologií je chůze koordinovaná bez vyvinutí značné energie. Prakticky jde o repetitivní sled pohybů končetin, který vede k dopřednému pohybu těla se současným udržením stability (Perry, Cabico, Burnfield, 2010). Chůze je velmi variabilní mezi jedinci, záleží i na změně rychlosti chůze, kdy interval kroku a reakční síla se snižuje, zatímco délka kroku se prodlužuje se zvyšující se rychlostí (Jordan, Challis, Newell, 2007). Krokový cyklus je rozdělen do dvou fází a to na stojnou a švihovou. Stojnou fází chápeme jako období, kdy je noha po celou dobu na zemi. Švihová fáze je naopak dobou, kdy je noha ve vzduchu. Začíná obdobím, kdy dojde k odlepení nohy (toe off). Stoj můžeme dále dělit do 3 intervalů odpovídajícím kontaktu nohou a podložky. Začátek i konec je dán oboustranným kontaktem nohou s podložkou (double stance), střední část je dána kontaktem jedné nohy. Co se týče časového rozložení, připadá za normálních okolností 60% stojné a 40% švihové fázi (Perry et al., 2010).

4.1 Fáze krokového cyklu

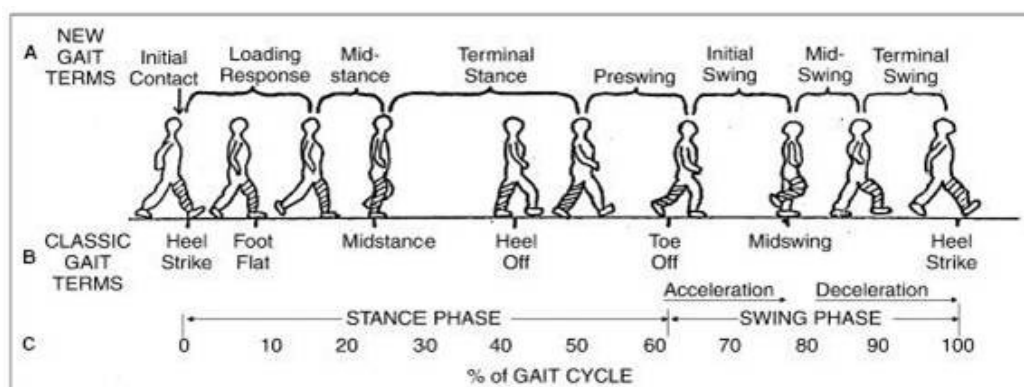
Při jednotlivých fázích, které se vzájemně prolínají, je důležité, aby došlo k zajištění rovnováhy při stojné a zároveň selektivnímu pohybu končetin při švihové fázi. Každý krok se skládá z osmi fází. (Perry et al., 2010).

1. Initial contact- Počáteční zatížení (interval 0-2 % KC)- touto fází začíná krokový cyklus, zahrnuje okamžik, kdy noha klesne na podložku a okamžitě reaguje na zatížení, vyvolané vahou těla. V této fázi je talokrurální kloub v neutrální pozici. Jedná se o počátek stoje s oporou o patu, pozorujeme zde vliv zpomalení kroku. Je zde významná aktivita m. tibialis anterior.

2. Loading response- fáze zatížení (2-12% KC)- Tato fáze následuje fázi počátečního zatížení, dokud se druhá končetina nezvedne a nepokračuje do švihové fáze. Víceméně se jedná o druhou fázi v počátečním období, kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou. Dochází zde k pohlčení nárazů, stabilitě segmentu a k zatížení. Stále je zde vidět doznívající aktivita m. tibialis anterior s postupným poklesem aktivity.
3. Midstance- střed stojné fáze (12-31% KC)- jedná se o první polovinu fáze stoje na jedné končetině, začíná při odlepení druhé končetiny od podložky. Při této fázi je důležitá funkce stojné nohy, která plně přebírá odpovědnost za celou váhu těla. Tato fáze končí, dokud váha těla není přenesena na předonoží. V tento okamžik je důležitá stabilita končetiny a trupu. Co se týče aktivity svalů, je zde vidět postupné zvýšení aktivity m. soleus, mediálního a laterálního gastrocnemiu.
4. Terminal stance- terminální fáze stoje (31-50 % KC)- V této fázi končí opora na jedné noze. Začíná odlepením paty a pokračuje, dokud se druhá dolní končetina nedotkne země. Váha těla se přenáší dopředu na předonoží v průběhu celé fáze. V této fázi je zřetelná aktivita m. flexor hallucis longus stojné končetiny.
5. Pre-swing- předšvihová fáze (50-62 % KC)- je druhým intervalem, kdy jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou. Začíná kontaktem druhé končetiny s podložkou a končí odlepením ipsilaterálního palce. Na švihové končetině dochází ke zvětšení plantární flexe, flexi kolenního kloubu a omezení extenze kloubu kyčelního, druhá končetina je ve fázi reakce na zatížení. Dochází k odlehčení končetiny a přenesení váhy. Jak dochází k rychlému přenosu váhy, rapidně ubývá zatížení stojné končetiny a připravuje jí na švihovou fázi.
6. Initial swing- počáteční švih (62-75% KC)- první fáze švihu je přibližně 1/3 švihové fáze. Začíná zvednutím nohy od podložky a končí, když je naproti stojné končetině. Zvýrazňuje se flexe kolene, které vytahuje

nohu od podložky, na flexi kolene navazuje také flexe kyčelního kloubu, druhostranná končetina je v začátku středu stojné fáze.

7. Mid swing- střed švihové fáze (75-87% KC)- jedná se o 2/3 švihové fáze, začíná, když je švihová končetina v opozici proti stojné končetině. Končí, když švihová končetina jde dopředu a tibie je v rovině s pokrčeným kolením kloubem a kyčlí.
8. Terminal swing- terminální fáze švihu- (87-100% KC)- Tato konečná fáze švihu je charakteristická vertikálním postavením tibie a dopadem paty na podložku. Pohyb končetiny je dán extenzí kolenního kloubu, kyčel mírně poklesá a kotník je držen v dorsální flexi. (Perry et al., 2010; Péter, Andersson, Finni, Tarasova, Cronin, Grundström & Arndt, 2019; Lee, Park, Lee, Kim 2013; Wang, Tobajas, Liu, Geng, Qian, Ren, 2019)



Obrázek 4. Jednolivé fáze chůze dle Perryho (retrieved 11.12. 2019 from World Wide Web <https://www.physio-pedia.com/Gait>)

4.2 Timing vybraných svalů během chůze

4.2.1 Musculus tibialis anterior

Je jedním z hlavních svalů, které dělají dorsální flexi hlezenního kloubu. Dalšími svaly primárně s touto funkcí jsou m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Tibialis anterior začíná na proximálních dvou třetinách přední části tibie, úponem jí je plantární strana os cuneiforme mediale a báze 1. metatarsu. Inervačně je zásoben nervus fibularis profundus (Čihák, 2011). Průřezem je nejmohutnější ze všech dorsálních flexorů hlezna s průměrem 13,5 cm². Jeho aktivita je společně s dalšími

svaly přední strany tibie při počátečním kontaktu krokového cyklu. Jeho aktivita je však největší, extenzory mají svůj vrchol aktivace při konečné fázi počátečního švihu. Zpočátku jde o excentrickou svalovou aktivitu, která brání rotaci předonoží. Koncentrická aktivita navazuje v druhé polovině fáze zatížení, když je tibie tažena dopředu. Druhá fáze aktivity začíná při počátečním švihu, kdy se jeho aktivita rapidně zvyšuje. Ve fázi středu švihové fáze aktivita poklesá a nabývá na intenzitě až při konečném švihu, kdy se připravuje pro počáteční kontakt. V práci Dingenena a jeho kolektivu (2015) byla prokázána dřívější aktivita m. TA při stožení u probandů s vyrobenými vložkami, než třeba u barefoot obuvi. Naopak u stélek s laterální pelotou nebyl zaznamenán signifikantní vliv (Ludwig et al., 2016). Velmi vysoká aktivita m. TA je prokázána u varózního postavení nohy ve stojné i švihové fázi (Dingenen, Peeraer, Deschamps, Fieuws, Janssens & Staes, 2015, Ludwig et al., 2015, Perry et al. 2010).

4.2.2 Musculus gastrocnemius

Dvě hlavy m. gastrocnemius (caput medialis et lateralis) a m. soleus tvoří dohromady m. triceps surae, který svým průřezem zabírá 73% celkové svalové masy dorsálních svalů bérce. Obě hlavy m. gastrocnemius začínají na horním okraji obou kondylů, kde distálně přechází v mohutnou šlachu tendo calcaneus, přes kterou se upínají na tuber calcanei. Funkčně se řadí mezi plantární flexory nohy a pomocné flexory kolenního kloubu. M. triceps surae zdvihá tělo při chůzi a udržuje správnou pozici bérce vůči noze, čili je posturálním svalem. Inervován je z nervus tibialis (Čihák, 2011). Aktivita m. gastrocnemius je relativně konzistentní a prakticky hned navazuje na aktivitu m. soleus, který se začíná aktivovat v pozdější fázi zatížení. Jeho vrchol přichází uprostřed terminální fáze stoje. Poté následuje jeho pokles aktivity, který je třikrát rychlejší a pokračuje až do úplné fáze klidu v období předšvihové fáze. Zajímavá je jeho krátká aktivace v období středu švihové fáze, důvod však není zcela vyšetřen. Vyšší aktivitu lýtkových svalů dělají změny v charakteru chůze, zejména vyšší rychlostí a délkou kroku (Perry et al., 2010). Kokontrakce m. gastrocnemius, m. soleus a m. tibialis anterior je dána nejen rychlostí, ale i věkem. Populace středního věku vykazuje větší koaktivaci m. tibialis anterior a m. gastrocnemius a to jak po rovině, tak při chůzi z kopce i do kopce (Di Nardo, Mengarelli & Maranesi, 2014). Při stožení se ukazuje, že vliv speciálních vložek na aktivitu m. gastrocnemius je minimální,

dřívější aktivita byla prokázána u bot, které nebyly vybaveny speciálními vložkami, pak byla aktivita s vložkami a nakonec u barefoot obuvi (Dingenen et al., 2015)

4.2.3 Musculus peroneus longus

Je součástí svalů laterální skupiny svalů bérce, kde se sem řadí ještě m. peroneus brevis. Nacházejí se v samostatném osteofasciálním prostoru a tudíž oddělují přední a zadní skupinu bérce. Oba začínají na laterální straně fibuly, m. peroneus longus proximálněji až na hlavici fibuly a je uložen více na povrchu. Upíná se na 1. metatars a os cuneiforme mediale. Hlavní funkcí je pronace nohy s pomocnou plantární flexí. Spolu s m. tibialis posterior se podílí na udržení podélné klenby. Inervačně je zásoben z nervus fibularis superficialis (Čihák, 2011). Peroneální svaly jsou ve své aktivaci téměř totožné. Jejich aktivita začíná ve fázi středu stojné fáze, přibližně tedy v 15 % krokového cyklu. Svého vrcholu aktivity dosahují v terminální fázi stoje. Konec jeho aktivace je při doteku kontralaterální nohy podložky (Perry et al., 2010). V práci, která se přímo zabývala aktivitou m. peroneus longus při chůzi s aplikovanými senzomotorickými stélkami byla zjištěna zvýšená jeho aktivita zejména ve středu stojné fáze. Dodatečný vrchol aktivace byl ještě zjištěn ve fázi zatížení (Ludwig et al. 2016). Velmi výrazný je rozdíl v timingu aktivace při nošení speciálních stélek a barefoot obuvi při stoji, kdy je m. peroneus longus daleko dříve aktivován u stélek (Dingenen et al., 2015).

4.2.4 Musculus gluteus medius

Patří do skupiny hýžd'ových svalů. Zčásti je kryt mohutným m. gluteus maximus a současně překrývá gluteus minimus. Jeho začátkem je zevní plocha lopaty kyčelní mezi linea glutea posterior a anterior, až ke crista iliaca. Svalové snopce se z více směrů hrubým zpeřením upínají na úponovou šlachu, která je na předním, horním a zadním okraji velkého trochanteru. Jeho inervace vychází z nervus gluteus superior. Funkce je dána podle snopců a průběhu jeho vláken. Přední snopce jsou vnitřními rotátory kyčelního kloubu, střední část dělá čistě abdukci kyčelního kloubu a jeho zadní vlákna jsou zevními rotátory (Čihák, 2011). Gluteus medius je také významným stabilizátorem celého pánevního pletence, kdy si ho můžeme otestovat stojem na jedné končetině. Pacient se postaví na jednu nohu, a pokud dojde k poklesu pánve nestojné končetiny mluvíme o Trendelenburgovu znamení. Pokud si představíme, že každým krokem

dochází k nedokonalému zakloubení kyčle, svaly nemají fyziologickou výchozí polohu pro svůj stah a dochází k narušení osy otáčení, není to pro funkci a zatížení kyčelního kloubu nic fyziologického (Hopenfeld, 1976). Aktivace svalů musculus gluteus medius a minimus je při chůzi stejná. Začátek EMG aktivity m. gluteus medius je při terminální fázi švihu, spíše při jeho konci. Následujícím počátečním zatížením tento abduktor dosahuje svého vrcholu aktivace. Postupně se snižuje až k přerušení aktivace ve středu stojné fáze. Dingenen a kolektiv (2015) ve své práci zjistili, že timing aktivity m. gluteus medius je relativně stejný jak u obuvi se speciální stélkou, bez ní tak v barefoot obuvi.

5 ELEKTROMYOGRAFIE- EMG

Přínosem EMG v klinické praxi je objektivizace postižení a stanovení jeho charakteru, tíže a místa. Další výhodou je, že můžeme sledovat vývoj, a co je v této práci nejdůležitější efekt léčby (Dufek, 1995, Krobot & Kolářová, 2011). Ke snímání bioelektrických potenciálů můžeme v zásadě použít dva typy snímání a to jehlovou, nebo povrchovou EMG.

5.1 Jehlová EMG

Jehlovou elektromyografií je možné snímat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek a může nám často objevit jejich abnormální funkci. Výhodou je také snímání akčních potenciálů spontánně se kontrahujících jednotlivých svalových vláken (fibrilační potenciály), které jsou významným znakem denervace a povrchová EMG je neodhalí (Merletti, Parker, 2004) Tato metoda však není určena k hodnocení děletrvajících dynamických pohybů (Krobot & Kolářová, 2011). Jedná se o invazivní techniku, kterou fyzioterapeut nemůže provádět.

5.2 Povrchová EMG

Tím, že nám poskytuje informace z většího množství svalové tkáně a umožňuje měřit více svalů současně během různých pohybových aktivit, je vhodnější k interpretaci mechanismů pohybové kontroly (Krobot & Kolářová, 2011). Přes její relativní jednoduché použití má několik podstatných nedostatků. Mezi základní nedostatky patří neproveditelnost selektivního záznamu z hlubokých svalů, na co

musíme dále pamatovat, je relativně velké plocha elektrod, které mohou zaznamenat aktivitu sousedních svalů. Pohyb svalu pod kůží a elektrodou může mít velký význam na zaznamenaný signál povrchové EMG (Péter, Andersson, Finni, Tarasova, Cronin, Grundström & Arndt, 2019). Z tohoto důvodu je nutné pro její správnou interpretaci dodržení standardních postupů, zpracování i hodnocení měření (Dupalová & Zaatari, 2015).

5.2.1 Snímání signálu povrchové EMG

Tvorba EMG signálu je závislá na superpozici akčních potenciálů motorických jednotek (v angl. MUAP's). Za důležité mechanismy utvářející hustotu a velikost pozorovaného signálu je nábor a frekvence pálení motorických jednotek.

Surový EMG signál je nefiltrovaný a nezpracovaný signál zaznamenávající překrývající se akční potenciály motorických jednotek. Tento záznam je ovlivněn šumy, které mohou být ovlivněny zesilovačem a okolním ruchem (Konrad, 2005).

5.2.2 Faktory ovlivňující EMG signál

Rozlišujeme vnitřní a vnější faktory. Mezi vnitřní faktory řadíme ty, které vycházejí z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu. Vnější jsou ty, které můžeme vlastním snímáním ovlivnit a řadíme sem kupříkladu umístění elektrod, vlastní měření, zpracování a interpretace dat (Day, 2002, Konrad, 2005).

5.2.2.1 Vnitřní faktory

Čím více aktivních svalových vláken, tím větší rychlost pálení motorických jednotek, proto jejich nábor a frekvence pálení určuje velikost a hustotu pozorovaného signálu. Při snímání signálu musíme myslet na aktivitu okolních svalů, která se označuje v anglické literatuře jako cross-talk (Krobot & Kolářová, 2011). Jde o to, že pohyb není nikdy vykonáván izolovaně jedním svalem, ale participují na něm i ostatní s podobnou funkcí, proto může při snímání určitého svalu dojít k tomuto tzv. cross-talk. Pro snížení této nežádoucí aktivity je důležité správné umístění elektrod. Doporučená vzdálenost je 20 mm nebo menší pro krátké svaly na straně inervační zóny.

Pokud je vzdálenost mezi elektrodami velká, je evidentní spektrální tvarová modifikace (De Luca, 1997; Merletti & Parker, 2004).

Myslet musíme i na vlastnosti tkání mezi elektrodou a povrchem svalu, zejména na kožní odpor. Proto je nezbytné očistit kůži před aplikací elektrod (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011).

5.2.2.2 Vnější faktory

Umístění elektrod je velmi důležité v rámci příprav k měření. Elektrody přikládáme paralelně s průběhem svalových vláken a nad střed svalového bříška, kde je nejvyšší amplituda snímaného signálu. Neumísťujeme také na okraj svalu, protože tím zvyšujeme pravděpodobnost snímání aktivity okolních svalů. Do protokolu o měření by měla být poznamenána základní charakteristika elektrod (značka, konfigurace, tvar, velikost), (Dupalová & Zaatar, 2015; Merletti & Parker, 2004). Vzdálenost mezi elektrodami (interelectrode distance -IED) je uváděna u svalů dolních končetin m. biceps femoris 20-50 mm, m. gastrocnemius 10-50 mm, m. rectus femoris 10-50 mm a u musculus tibialis anterior 10 mm jako nejlepší IED. (Merletti & Parker, 2004; De Luca, Kuznetsov, Gilmore, Roy, 2012).

Externí šumy jsou dány narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu. Při snímání pohybu mluvíme o pohybových artefaktech, které jsou způsobeny pohybem elektrody po povrchu kůže a tím dojde ke změně impedance mezi kůží a elektrodou. Řešením je fixace (Dufek, 1995; Krobot & Kolářová, 2011).

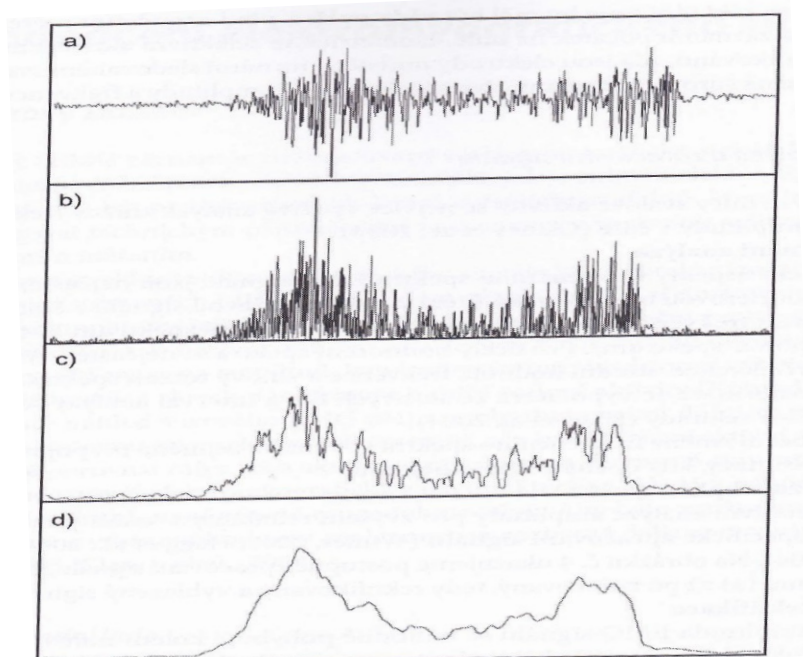
5.2.3 Příprava pacienta k měření

Kvalita měření EMG závisí na důkladné přípravě kůže a na již zmíněném umístění elektrod. Hlavním úkolem je zajistit stabilní kontakt elektrod a nízkou impedanci kůže. Přípravou kožního krytu myslíme oholení ochlupení, šetrné obroušení a očištění alkoholem, speciální čistící pastou, nebo velmi jemným brusným papírem. Dobrý kontakt je předpokladem pro zaznamenání reliabilního EMG záznamu. (De Luca, 1997; Dupalová & Zaatar 2015, Konrad, 2005).

5.2.4 Zpracování EMG signálu

Elektromyografický surový záznam je ve formě analogového signálu vysílán ze snímacích senzorů do vyhodnocovací jednotky, kde dojde k jeho zpracování. (Krobot & Kolářová, 2011). Důležitou veličinou je pro základní zhodnocení tzv. základní linie (baseline). Hodnotí se tři hlavní faktory, šum (noise), kompenzace (offset) a posuny (shifts) základní linie.

Pro kvantitativní zhodnocení amplitudy a zkvalitnění EMG signálu je důležitých několik kroků v jeho zpracování (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).



Obrázek 5. Signál povrchové EMG m. rectus femoris. a) je surový záznam, b) je zrektifikovaný signál (vytvořením absolutních hodnot amplitudy), c) jedná se o zrektifikovaný a navíc vyhlazený signál (pomocí RMS, velikost okénka 25 ms) d) je to samé, akorát RMS s velikostí okénka 100 ms (Krobot & Kolářová, 2011).

- Frekvenční filtrace- se používá za účelem odstranit signál, který nemá původ v aktivaci svalu, ale vzniká jako pohybový artefakt. (Dupalová & Zaatar, 2015).

Analýza amplitudy je prováděna pomocí rektifikace a vyhlazení (angl. smoothing)

- Rektifikace- jde o matematické zpracování signálu. Převádí se negativní hodnoty amplitudy surového záznamu do pozitivních, tímto můžeme vypočítat její průměrné hodnoty.
- Vyhlazení- dochází k němu pomocí algoritmů, které jsou například RMS (střední kvadratické hodnoty- root mean square) nebo ARV (průměr rektifikovaných hodnot- average rectified value) (Dupalová & Zaatar, 2015; Konrad, 2005)

5.2.5 Vyhodnocení a interpretace snímaného signálu

Velmi významným parametrem je zapojování „timing“ svalů při pohybu. Můžeme s ním přesně určit kdy a v jaké fázi je sval zapojen a kdy relaxuje. Timing určujeme z klidové svalové aktivity, ze které sledujeme nárůst klidové hodnoty amplitudy o přesně definovanou velikost. (Dupalová & Zaatar, 2015; Péter et al., 2019).

Hodnocení amplitudy EMG je nejčastěji hodnoceným parametrem u studií, které se zabývají vlivem stélek na svalovou aktivitu. Často se posuzuje aktivita svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis nebo lateralis (Mills, Blanch, Chapman, McPoil & Vicenzino, 2010; Murley, Landorf & Menz, 2010; Jenkins et al., 2009). V práci Murleyho a kolektivu hodnotili změny ve svalové aktivitě pomocí parametrů amplitudy RMS, čas dosažení vrcholu amplitudy (time to peak) a amplitudu jednotlivých vrcholů (peak amplitude) při initial contact a midstance. V rámci fáze midstance došlo u m. peroneus longus k větší aktivitě svalu u parametru RMS a peak amplitude (Murley et al., 2010). Moisan a Cantin (2016) hodnotili vliv stélek na aktivitu svalů pomocí pěti parametrů. Time to peak amplitude, peak amplitude a mean activity u stojné fáze krokového cyklu, dále mean activity během přechodu středu stojné fáze a konečné fáze stoje, posledním parametrem byla mean activity během předšvihové fáze.

6 METODIKA

6.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo celkem 23 probandů z toho 6 mužů a 17 žen s průměrným věkem $32,76 \pm 14,14$ let. Výzkumu se mohli zúčastnit pouze probandi, kteří dosáhli věku 18 let. Vstupním kritériem do výzkumné skupiny byl výskyt flexibilní ploché nohy, která byla stvrzena posouzením Foot Posture index (FPI-6) s výsledkem >5 a/nebo se stavem výšky os naviculare $>0,21$. Probandi museli být schopni stoje a chůze bez pomoci a kompenzačních pomůcek. Během měření nesměli trpět bolestmi během stoje a chůze. V odebrané anamnéze se nevyskytl závažný úraz pohybového nebo nervového ústrojí dolních končetin a zároveň u nich nebyl výskyt vrozené nebo získané vady pohybového, anebo nervového systému, který by závažně limitoval pohyb a rovnováhu během testování.

V rámci měření byli všichni probandi seznámeni s účelem a průběhem výzkumu. Souhlas se zařazením do studie, seznámení s účelem a průběhem výzkumu, použití anonymních dat pro vědecké účely byl stvrzen podpisem informovaného souhlasu. (Příloha 13.2). Informovaný souhlas (Příloha 13.1) byl stvrzen Etickou komisí FTK UP 7.1. 2019 v rámci výzkumné práce Mgr. Laštovičky s názvem Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze.

6.2 Vstupní vyšetření

Před vlastním měřením bylo nutné vybrat soubor pacientů s flexibilním plochonožím. Zhodnocení stavu klenby bylo hodnoceno aspekčně a potvrzeno pomocí Foot Posture Index (FPI-6), výšky os naviculare a Tip-Toe testu. Z důvodu výroby individuálních stélek došlo ke komplexnímu kineziologickému vyšetření nohy. K přesnému zjištění tvaru klenby bylo využito 2D skenování nohy a videokinematická analýza pohybu pomocí kamerového záznamu. Na základě sesbíraných dat byly vytvořeny individuální senzomotorické stélky Sensofeet® (Sensofeet, ING corporation, Frýdek Místek, Česká republika) s umístěním pelot dle nálezu. Mediální pelota byla umístěna pod sustentaculum tali a laterální pelota pod zevním kotníkem. U stélky prvního typu byl z laterální strany vložen klínek, který vede od hlaviček metatarsů dopředu vložky k prstovým pelotám, zatímco druhý typ tento klínek neměl, takže zvýšení je mediální pro obě peloty. Pro laboratorní měření povrchové EMG byly

senzomotorické vložky vloženy do vhodné velikosti obuvi Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Švýcarsko). K rozdělení probandů do intervenční a kontrolní skupiny došlo pomocí škály Patient-Specific Functional Scale.



Obrázek 6. Uniformní obuv používaná při výzkumu Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Švýcarsko) (archiv autora, 2020)

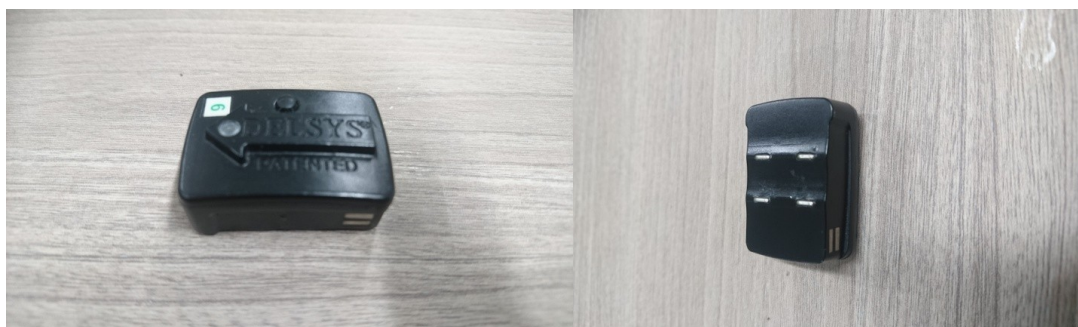


Obrázek 7. SM stélky používané při měření Sensofeet® NeuroFIT (Sensofeet, ING corporation, Frýdek Místek, Česká republika), (archiv autora, 2020)

6.3 Příprava k měření

Před vlastním měřením si musel každý pacient oholit dolní končetiny od kolene dolů. Pomocí testu kopu do míče byla posouzena pravá nebo levá dominance na dolní

končetině probanda. Pomocí kalibrovaných monofilament byla hodnocena senzitivita pacienta v oblasti nohy, tato data byla použita v rámci výzkumu, ne však pro tuto práci. Před aplikací EMG senzorů byl kožní kryt očištěn lihovým desinfekčním prostředkem. Po této nezbytné úpravě kožního krytu byly aplikovány bezdrátové elektrody zařízení Trigno™ Avanti Sensor (Delsys Inc., Natick, MA, USA) na vybrané svaly. Bezdrátové elektrody byly aplikovány pomocí oboustranné adhezivní lepicí pásky Trigno™ Sensor Adhesive Interface (Delsys Inc., Natick, MA, USA). V rámci jiného výzkumného úkolu, kdy byly sledovány kinematické parametry chůze optoelektronickým zařízením Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, London, Great Britain), musely být na kůži a boty probanda aplikovány reflexní markery. EMG elektrody Trigno™ Avanti Sensor a markery Vicon MX byly upevněny po celou dobu měření, aniž by byla měněna jejich pozice. Záznam z optoelektronického zařízení nám umožnil ohraničit stojnou fázi, která nás zajímala pro hodnocení EMG záznamu. Před vlastním měřením se mohl pacient projít nanečisto přibližně pět minut po místnosti v uniformní obuvi Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Switzerland) s individuálně zhotovenou senzomotorickou stélkou SENSOFEET™ (Sensofeet, ING corporation, Frýdek Místek, Česká republika).



Obrázek 8. Elektroda Trigno™ Avanti Sensor (archiv autora,2020)

6.4 Průběh měření

Výzkumné měření probíhalo ve dvou fázích. První měření bylo provedeno před aplikací senzomotorických stélek a okamžitě po vložení stélek do obuvi při chůzi v říjnu 2019. Kontrolní měření efektu stélek na vybrané svaly bylo provedeno po třech měsících a to v únoru 2020, tato data však nejsou předmětem zkoumání této práce. Experimentální skupina dostala senzomotorické stélky a byl hned měřen vliv stélek

na vybrané svaly pomocí povrchové EMG. Záznam aktivity vybraných svalů musculus tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a gluteus medius byl prováděn systémem Trigno™ Wireless Systems (Delsys Inc., Natick, MA, USA) v kinantropologické laboratoři Aplikačního centra BALUO Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Délka měřeného úseku byla 10 metrů, přičemž délka úseku pro vlastní měření činila 5 metrů, kdy v tomto úseku byly instalovány silové plošiny Kistler (Kistler, Wintherthur, Switzerland) Měření probanda trvalo přibližně 30 minut, kdy musel být ve spodním prádle kvůli měřicím systémům. Snímané EMG signály ze systému Trigno™ a kinematické parametry ze systému VICON MX byly zaznamenávány současně.



Obrázek 9. Umístění EMG elektrod Delsys a markerů přístroje Vicon MX. (Archiv autora, 2020)

6.5 Zpracování signálu

Zpracování signálu z bezdrátových EMG elektrod bylo provedeno v přístroji Trigno™ Avanti Platform (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Pro zpracování dat byly vždy použity průměry prvních tří a posledních tří pokusů při stejné fázi obou dolních končetin pro chůzi bez stélek a stejný počet pro chůzi se senzomotorickými stélkami. Z dat byla zpracována průměrná amplituda a frekvenční analýza stejné fáze. Pro amplitudu hodnoty ve voltech (V) a frekvenci v herzích (Hz). Veškerá data byla přenesena do programu Microsoft office Excel 2007 a zpracována pro výpočet statistiky v programu Statistica. Byly použity tyto testy Mann-Whitneyův U test a Wilcoxonův párový test pro normalizovaná data Mean frequency a Mean amplitude, kde jsme použili peak daného svalu ve stejné fázi dělený hodnotou amplitudy a nebo frekvence.



Obrázek 10. Přístroj Trigno™ Avanti Platform (Delsys Inc., Natick, MA, USA) (retrived 18. 1. 2020 from World Wide Web: <https://www.delsys.com/products/>)

7 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

7.1 Hlavní cíl diplomové práce

Cílem této práce je zhodnotit okamžitý efekt senzomotorických stélek na aktivitu vybraných svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medius při chůzi, pomocí vyhodnocení signálu z povrchové EMG.

7.2 Dílčí cíle

1. Zhodnotit svalovou aktivitu při chůzi, před a po aplikaci stélek pomocí parametru Mean amplitude u vybraných svalů.
2. Zhodnotit svalovou aktivitu při chůzi, před a po aplikaci stélek pomocí parametru Mean frequency u vybraných svalů.
3. Porovnat rozdíl mezi začátkem a koncem měření pro parametr Mean amplitude s podmínkou bez i se senzomotorickými stélkami.
4. Porovnat rozdíl mezi začátkem a koncem měření pro parametr Mean frequency s podmínkou bez i se senzomotorickými stélkami.

7.3 Výzkumné otázky

V1 Objeví se okamžitá změna ve svalové aktivitě při chůzi s použitím SM stélek v parametru Mean amplitude, oproti chůzi před aplikací stélek?

V2 Objeví se okamžitá změna ve svalové aktivitě při chůzi s použitím SM stélek v parametru Mean frequency, oproti chůzi před aplikací stélek?

V3 Je rozdíl mezi začátkem a koncem měření v parametru u senzomotorických stélek?

V4 Je rozdíl mezi začátkem a koncem měření v parametru bez použití senzomotorických stélek?

8 VÝSLEDKY

8.1 Výsledek k výzkumné otázce 1 (V1)

Objeví se okamžitá změna ve svalové aktivitě při chůzi s použitím SM stélek v parametru Mean amplitude, oproti chůzi před aplikací stélek?

Na základě Wilcoxonova párového testu pro parametr Mean amplitude, kde jsme porovnávali okamžitý rozdíl v aktivitě svalů dominantní i nedominantní končetiny pro stav bez SM stélky a s ní se neobjevila statisticky významná okamžitá změna. Pro žádný z měřených svalů m. TA, m. PL, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medius nevyšla statisticky významná hodnota, tedy hodnota, která byla nastavena na hodnotu statistické významnosti $p < 0,05$.

Tabulka 1. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro hodnotu Mean amplitude u rozdílu svalové aktivity před a po aplikaci stélky

proměnná	WILCOXONŮV PÁROVÝ TEST pro okamžitý efekt stélek MEAN AMPLITUDE	
	Z	p. hodnota
m. tibialis anterior BEZ D & S D	0,4258	0,6702
m. tibialis anterior BEZ N & S N	0,8516	0,3944
m. peroneus longus BEZ D & S D	0,8212	0,4115
m. peroneus longus BEZ N & S N	0,882	0,3778
m. gastroc. med. BEZ D & S D	0,0608	0,9515
m. gastroc. med. BEZ N & S N	0,6691	0,5034
m. gluteus med. BEZ D & S D	0,6691	0,5034
m. gluteus med. BEZ N & S N	1,6424	0,1005

Vysvětlivky: BEZ- bez stélky, S- s SM stélkou, D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota – statistická významnost

Odpověď na výzkumnou otázku jestli se změní aktivita svalů v parametru Mean amplitude okamžitě po aplikaci SM stélek je negativní, tedy nedošlo ke statisticky významné změně. Nejvíce se přibližuje statistické významnosti m. gluteus medius nedominantní končetiny s hodnotou $p=0,1005$. Podobně jako je tomu u hodnoty Mean frequency pro tentýž sval.

8.2 Výsledek k výzkumné otázce 2 (V2)

Objeví se okamžitá změna ve svalové aktivitě při chůzi s použitím SM stélek v parametru Mean frequency, oproti chůzi před aplikací stélek?

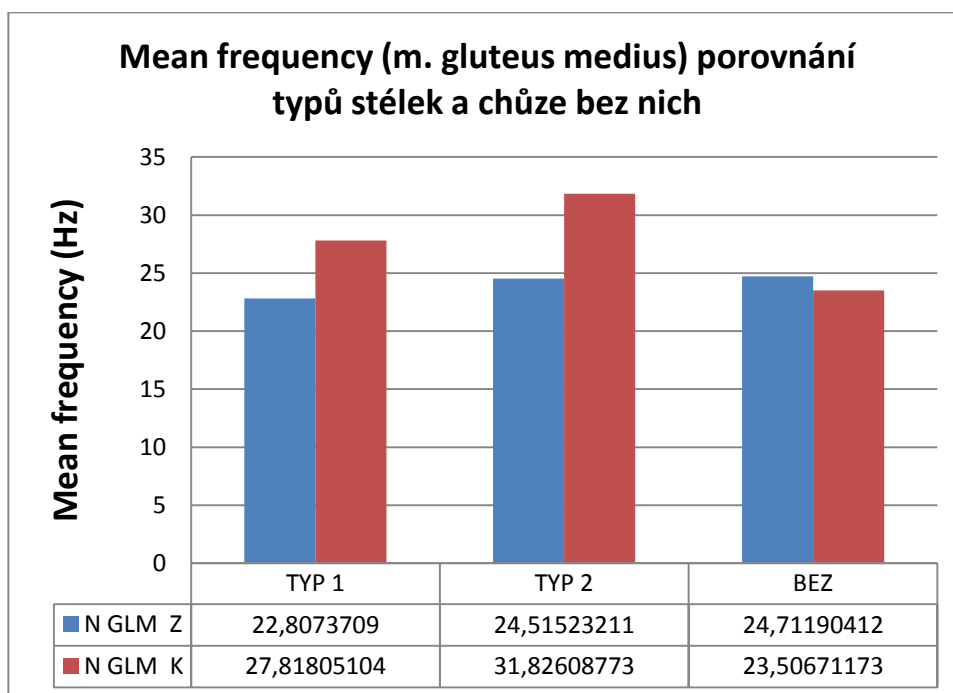
Pro tuto výzkumnou otázku byl použit opět Wilcoxonův párový test, ale pro parametry Mean frequency. Proměnné byly stejné, tedy rozdíl aktivit před aplikací a po aplikaci SM stélek. Poměřovali jsme dominantní i nedominantní aktivitu svalů m. TA, m. PL, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medialis. Hladina statistické významnosti byla nastavena na $p < 0,05$, této hladiny nedosáhl, žádný ze svalů, a to na dominantní ani nedominantní končetině.

Tabulka 2. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr Mean frequency u rozdílu aktivity svalů před a po aplikaci stélek

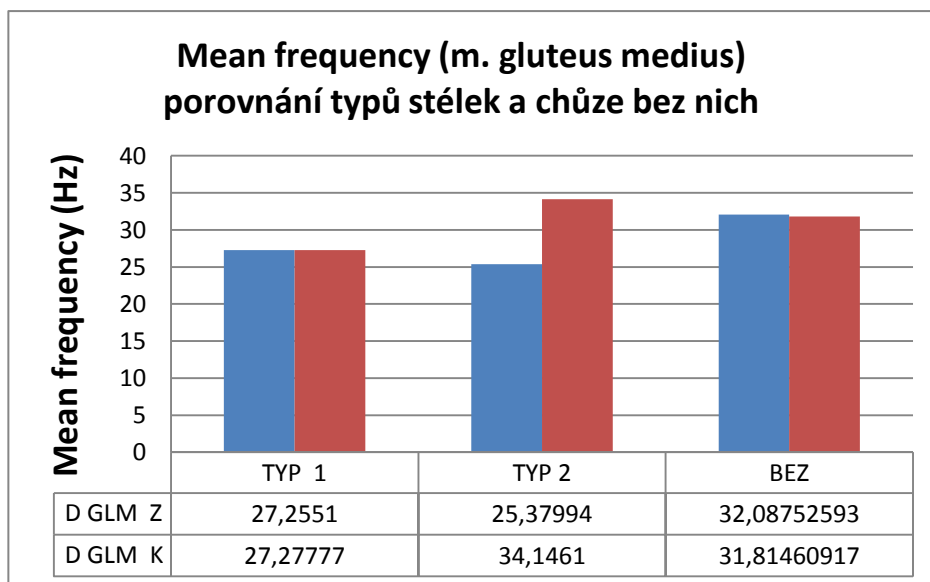
proměnná	WILCOXONŮV PÁROVÝ TEST pro okamžitý efekt stélek MEAN FREQUENCY	
	Z	p. hodnota
m. tibialis anterior BEZ D & S D	0,1825	0,8552
m. tibialis anterior BEZ N & S N	1,0037	0,3155
m. peroneus longus BEZ D & S D	1,5207	0,1283
m. peroneus longus BEZ N & S N	0,9733	0,3304
m. gastroc. med. BEZ D & S D	0,4258	0,6702
m. gastroc. med. BEZ N & S N	0,7908	0,4291
m. gluteus med. BEZ D & S D	0,3954	0,6926
m. gluteus med. BEZ N & S N	1,7337	0,0830

Vysvětlivky: BEZ- bez stélky, S- s SM stélkou, D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota– statistická významnost

Na základě zobrazených výsledků a nastavené hladiny statistické významnosti, je odpovědí na výzkumnou otázku, že nedošlo ke statisticky významné změně aktivace svalů před a po aplikaci SM stélek v parametru Mean frequency, nicméně změna v aktivaci gluteus medius nedominantní končetiny se blíží statistické významnosti s hodnotou $p = 0,0830$. Pokud porovnáme okamžitý efekt na dominantní a nedominantní končetině m. gluteus medius, měly stélky 2. typu větší vliv na změnu svalové aktivity. Zajímavé je, že u prvního typu stélky na nedominantní končetině došlo ke zřetelné změně, zatímco u dominantní se tento efekt neprojevil.



Obrázek 11. Průměrné hodnoty Mean frequency (Hz) pro m. gluteus medius nedominantní končetiny (N) na začátku měření (Z) a na konci měření (K) pro 1. typ a 2. typ a chůzi bez SM stélky.



Obrázek 12. Průměrné hodnoty Mean frequency (Hz) pro m. gluteus medius dominantní končetiny (D) na začátku měření (Z) a na konci měření (K) pro 1. typ a 2. typ a chůzi bez SM stélky.

Porovnáním grafů z obrázku 11. a 12. ukazuje vyšší hodnoty Mean frequency na začátku měření pro dominantní končetiny. Zajímavý je případ stélky typu 1., kdy na nedominantní končetině je změna větší a na konci měření se hodnoty dominantní a nedominantní končetiny téměř rovnají.

8.3 Výsledek k výzkumné otázce 3 (V3)

Je rozdíl mezi začátkem a koncem měření v parametru u senzomotorických stélek?

Na základě posouzení změn parametrů zvláště pro Mean frequency a Mean amplitude mezi začátkem a koncem měření byl použit Mann-Whitney U test. Pro tuto otázku operujeme s podmínkou chůze se SM stélkami. Tedy jestli došlo ke změně v EMG parametrech během jednoho měření při nošení stélky. Za proměnné jsou zde rozdíly hodnot svalů dominantní a nedominantní končetiny, konkrétněji pro svaly m. TA, m. PL., m. gastrocnemius medialis a gluteus medius.

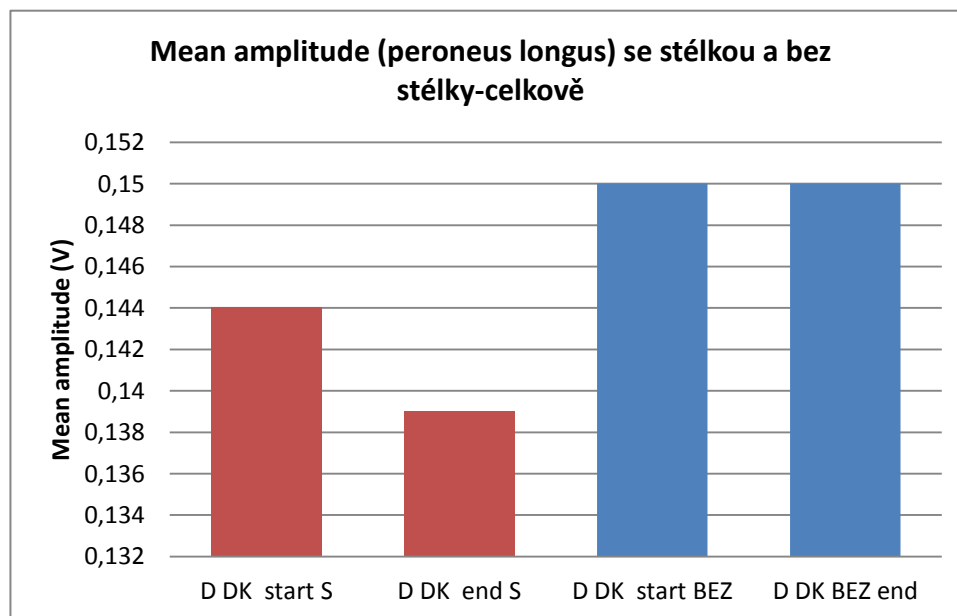
Tabulka 4. Výsledky pro Mann-Whitney U test, parametr Mean amplitude u rozdílu aktivity jednotlivých svalů dominantní a nedominantní končetiny během jednoho měření s SM stélkou

proměnná	Mann-Whitney U test- Mean AMPLITUDE, start-end (stélky)		
	U	Z	p -hodnota
m. tibialis anterior D	64	-0,0310	0,9753
m. tibialis anterior N	59	0,3411	0,7330
m. peroneus longus D	37	1,7055	0,0881
m. peroneus longus N	60	0,2791	0,7802
m. gastroc. med. D	65	0,0310	0,9753
m. gastroc. med. N	62	-0,0155	0,8777
m. gluteus med. D	44	1,2714	0,2036
m. gluteus med. N	42	-1,3953	0,1629

Vysvětlivky: D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, U- testové kritérium, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota – statistická významnost

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že žádná proměnná nedosáhla statistické významnosti, tedy hodnoty $p < 0,05$. Během jednoho měření tedy neproběhla statisticky významná změna aktivity vybraných svalů v obuvi s aplikovanou SM stélkou. Musculus peroneus longus na dominantní dolní končetině se jako jediný přibližuje svou

aktivitou statistické významnosti hodnotou $p= 0,0881$. Je vidět (obrázek 13.) jak rozdílně působí stélky na průměrnou hodnotu amplitudy, 1. typ ji zvyšuje a naopak 2. typ snižuje. Tento jev je viditelný jak na dominantní tak nedominantní končetině.



Obrázek 13. Průměrné hodnoty Mean amplitude *m. peroneus longus* dominantní končetiny na začátku (start) a na konci (end) měření pro chůzi s SM stélkami (S) a bez nich (BEZ)

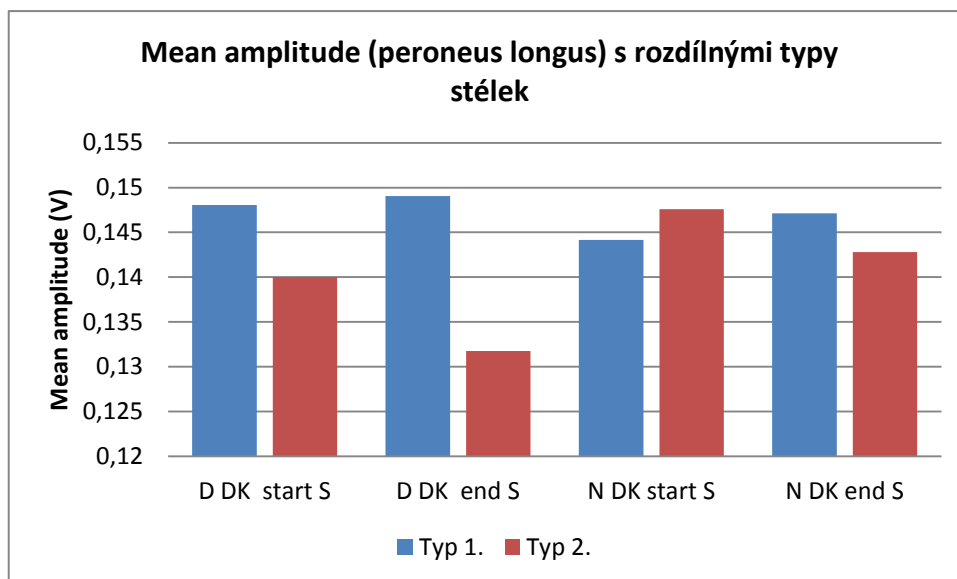
Tabulka 5. Průměrné hodnoty Mean amplitude (V) *m. peroneus longus* dominantní a nedominantní končetiny pro situaci se stélkami na začátku a na konci měření.

	typ 1	typ 2
DDK start	0,148038	0,140001
DDK end	0,14904	0,131736
NDK start	0,144138	0,147573
NDK end	0,147126	0,142778

Vysvětlivky: DDK- dominantní končetina, NDK- nedominantní končetina, start- začátek měření, end- konec měření, typ 1- stélka 1. typu, typ 2- stélka 2. typu

Hodnoty Mean amplitude (tabulka 5.) ukazují, jak rozdílně působí jednotlivé typy stélky na konkrétní sval (*m. peroneus longus*), z tabulky je rovněž patrná větší změna pro druhý typ stélky. Pokud vezmeme v úvahu, že jeden typ svalovou aktivitu zvyšuje a

druhý naopak snižuje, může dojít ke zkreslení výsledků, pokud neposuzujeme přímo vliv jednotlivých typů stélek zvlášť.



Obrázek 14. Průměrné hodnoty Mean amplitude *m. peroneus longus* dominantní (D) a nedominantní (N) končetiny na začátku (start) a na konci (end) se stélkou typu 1. (modře) a typu 2. (červeně)

Tabulka 6. Výsledky pro Mann-Whitney U test, parametr Mean frequency u rozdílu aktivity jednotlivých svalů dominantní a nedominantní končetiny během jednoho měření s SM stélkou

proměnná	Mann-Whitney U test-Mean frequency, start-end (stélky)		
	U	Z	p -hodnota
m. tibialis anterior D	53	-0,7132	0,4757
m. tibialis anterior N	47	1,0853	0,2778
m. peroneus longus D	63	-0,093	0,9259
m. peroneus longus N	61	-0,2171	0,8282
m. gastroc. med. D	53	0,7132	0,4757
m. gastroc. med. N	40	1,5194	0,1287
m. gluteus med. D	58	-0,4031	0,6869
m. gluteus med. N	61	-0,2171	0,8282

Vysvětlivky: D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, U- testové kritérium, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota – statistická významnost

U tohoto parametru, tedy Mean frequency se žádný sval ani nepřiblížil statistické významnosti.

Odpověď na třetí otázku tedy je, že během jednoho měření s SM stélkami nedošlo k významné změně aktivity mezi začátkem a koncem měření, pro parametr Mean frequency ani Mean amplitude, i když u druhého jmenovaného došlo k přiblížení se ke statistické významnosti u m. peroneus longus dominantní dolní končetiny ($p=0,0881$).

8.4 Výsledky k výzkumné otázce 4 (V4)

Je rozdíl mezi začátkem a koncem měření v parametru bez použití senzomotrických stélek?

Čtvrtá otázka měla odpovědět na otázku, zdali dochází k rozdílu aktivace u chůze bez SM stélek. K tomuto účelu byl využit Mann-Whitney U test pro parametry stejné jako u otázky číslo 3, tedy Mean amplitude a Mean Frequency. Sledovali jsme opět dominantní a nedominantní končetiny m. TA, m. PL, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medius na začátku a na konci jednoho měření bez stélek.

Tabulka 7. Výsledky pro Mann-Whitney U test, parametr Mean amplitude u rozdílu aktivity jednotlivých svalů dominantní a nedominantní končetiny během jednoho měření bez SM stélky

proměnná	Mann-Whitney U test-MEAN amplitude, start-end (BEZ STÉLEK)		
	U	Z	p -hodnota
m. tibialis anterior D	54	0,6512	0,5149
m. tibialis anterior N	43	1,3333	0,1824
m. peroneus longus D	52	0,7752	0,4382
m. peroneus longus N	42	1,3954	0,1629
m. gastroc. med. D	64	0,6512	0,5149
m. gastroc. med. N	45	-1,2093	0,2265
m. gluteus med. D	62	0,155	0,8768
m. gluteus med N	62	0,155	0,8768

Vysvětlivky: D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, U- testové kritérium, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota – statistická významnost

Tabulka 8. Průměrné hodnoty na začátku a na konci měření pro parametr Mean amplitude (V) pro chůzi bez stélek na dominantní a nedominantní končetině.

	m. TA start	m. TA end	m. PL start	m. PL end	m. GAM start	m. GAM end	m. GLM start	m. GLM end
dominantní	0,0840	0,0833	0,1498	0,1501	0,0991	0,1006	0,1457	0,1447
nedominantní	0,0907	0,0897	0,1342	0,1424	0,0991	0,0919	0,1339	0,1493

Vysvětlivky: TA- tibialis anterior, PL- peroneus longus, GAM- gastrocnemius medialis, GLM- gluteus medius, start- začátek měření, end- konec měření

Žádná z proměnných parametru Mean amplitude neprokázala statistickou významnost, tedy neprokázal se významný rozdíl ve svalové aktivitě během jednoho měření bez SM stélek. Tato skutečnost je viditelná v tabulce 8., kdy rozdíly mezi začátkem a koncem měření na dominantní i nedominantní končetině jsou minimální.

Tabulka 9. Výsledky pro Mann-Whitney U test, parametr Mean frequency u rozdílu aktivity jednotlivých svalů dominantní a nedominantní končetiny v rámci jednoho měření bez SM stélek.

proměnná	Mann-Whitney U test – MEAN frequency, start-end (BEZ STÉLEK)		
	U	Z	p -hodnota
m. tibialis anterior D	52	0,7752	0,4025
m. tibialis anterior N	62	-0,155	0,8768
m. peroneus longus D	43	-1,3334	0,1824
m. peroneus longus N	65	-0,031	0,9753
m. gastrocnemius med. D	49	0,9613	0,3364
m. gastrocnemius med. N	50	-0,8993	0,3685
m. gluteus med. D	58	-0,4031	0,6869
m. gluteus med. N	48	1,0233	0,3062

Vysvětlivky: D-dominantní končetina, N- nedominantní končetina, U- testové kritérium, Z- rozdíly mezi párovými hodnotami, p-hodnota – statistická významnost

Tabulka 10 . Průměrné hodnoty na začátku a na konci měření pro parametr Mean frequency (Hz) pro chůzi bez stélek na dominantní a nedominantní končetině.

	m. TA start	m. TA end	m. PL start	m. PL end	m. GAM start	m. GAM end	m. GLM start	m. GLM end
dominantní	75,3296	68,3448	41,3347	33,2858	55,7591	51,2767	32,0875	31,8146
nedominantní	55,6832	57,7959	31,4654	29,6811	58,6232	62,1947	24,7119	23,5067

Vysvětlivky: TA- tibialis anterior, PL- peroneus longus, GAM- gastrocnemius medialis, GLM- gluteus medius, start- začátek měření, end- konec měření

Mann-Whitney U test neukázal statistickou významnost pro rozdíl v aktivaci na začátku a na konci měření bez SM stélky pro parametr Mean frequency. Co se týče největšího rozdílu hodnot Mean frequency v rámci jednoho měření bylo na dominantní končetině m. peroneus longus (tabulka 10.), odpovídá to i skutečnosti uvedené Mann-Whitney U testem s nejnižší p hodnotou právě pro tento sval $p=0,1824$.

Na otázku ohledně změny parametrů Mean amplitude a Mean frequency během jednoho měření chůze bez SM stélek na základě výsledků odpovídáme negativně. Tedy nedochází k signifikantním změnám a ani k výraznému přiblížení k hladině statistické významnosti tedy k hodnotě $p < 0,05$. Největší rozdíl byl u Mean amplitude pro m. tibialis anterior ($p=0,1824$) a m. peronus longus ($p=0,1629$) nedominantních končetin. U Mean frequency to bylo pro sval m. peroneus longus, ale dominantní končetiny ($p=0,1824$).

9 DISKUZE

Plochoňoží je jednou z nejčastějších deformit nohy, uvádí se, že se vyskytuje až u čtvrtiny světové populace. Častěji se vyskytuje u žen, zřejmě kvůli zvýšené laxitě vaziva a u lidí s dlouhými chodidly (Dungl, 2014). Dalším významným faktorem je obezita, která je potvrzena i jako ovlivňující faktor u dětí, kteří si mohou flexibilní a v určitém věku fyziologickou plochou nohu přenést do dospělosti (Pourghasem, Kamali, Farsi, Soltanpour, 2016). Nejčastějšími příznaky jsou bolest a pokleslý mediální oblouk. Použití stélek je velmi rozšířeno jako konzervativní léčba bolestivé flexibilní ploché nohy. Dostupných stélek k ovlivnění ploché nohy je celá řada, od prefabrikovaných až po zcela individuálně zhotovené, kam můžeme zařadit senzomotorické stélky (Yurt, Sener & Yakut, 2019). Výrobci senzomotorických stélek je celá řada a každá firma si chrání své postupy při konstrukci a umístění pelot. To si myslím může být jedním z limitů lepšího posouzení jejich efektu na svalovou aktivitu. Vliv umístění pelot je i biomechanický, kdy speciálně uložené peloty udržují postavení jednotlivých částí nohy, například mediální patní pelota je oporou pro sustentaculum tali, zevní jako opora pro calcaneus, retrokapitální naopak podporují 2. až 5. metatars (*Sensorimotor function*, 2012).

Studii zabývajících se přímo vlivem senzomotorických stélek na změnu svalové aktivity je poměrně málo. V rámci posuzování změn svalové aktivity jsou nejfrekventovaněji posuzovány svaly m. tibialis anterior, m. peroneus longus a mm. gastrocnemii, mediální nebo laterální hlava (Mills et al., 2010; Murley, et al., 2010; Jenkins et al., 2009). Ale jak jsem již zmínil, nejde vždy o posuzování chůze s SM stélkami. Ludwig et al. (2016) se například zabýval změnou aktivity m. peroneus longus a m. tibialis anterior pomocí laterálního SM elementu, který byl v oblasti šlachy peroneálního svalu. Statisticky významná ($p=0,001$) se ukázala pouze hodnota peak amplitude m. peroneus longus u SM stélek v rámci midstance.

V našem výzkumu byly použity senzomotorické stélky od českého výrobce Sensofeet® (Sensofeet, ING corporation, Frýdek Místek, Česká republika). V rámci výzkumů, alespoň co jsem měl možnost dohledat, nebyla ještě prováděna žádná práce zabývající se vlivem těchto vložek na svalovou aktivitu, nebo změnu parametru chůze. Výzkum k této diplomové práci probíhal v rámci projektu IGA "Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze" (IGA_FTK_2019_007). Kde se dále sledovaly změny

v kinematických parametrech chůze, subjektivní pocity pacienta a dlouhodobý efekt nošení stélek po tříměsíčním nošení. Zajímala nás okamžitá změna aktivity svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medius. V rámci konstrukce stélek byla použita vždy mediální a laterální patní, retrokapitální a prstová pelota. Podle výrobce by laterální patní pelota měla stimulovat skupinu peroneálních svalů a mediální pelota m. tibialis posterior, který je ovšem povrchovému měření EMG těžko přístupný kvůli svému hlubokému uložení a došlo by ke zkreslení výsledků, díky aktivitě okolních svalů které ho překrývají. Dále je její využití u právě ploché nohy, tedy je využitelná v případě našich probandů, výrobce již však neuvádí, jak přesně tato pelota pomáhá v udržení mediální podélné klenby, jestli čistě mechanicky, nebo má ještě jiný, například senzomotorický účel. Mechanicky by uložení podepřelo talus a os naviculare jako vrchol podélné klenby.

Zvýšenou aferencí ze svalů, které zde pomáhají udržovat klenbu, by byl stimulován právě zmíněný m. tibialis posterior, dlouhé flexory prstců a palce, ty jsou však pro měření povrchové EMG nevhodné.

Zdali je stimulován i m. tibialis anterior ve studiích zabývajících se senzomotorickými stélkami není úplně jisté. Ve studii Ludwiga (2016) nedošlo ke změně aktivity, byly, ale použity pouze laterální patní elementy. V diplomové práci Vaňkové (2018), se prokázaly změny v aktivaci m. TA a to ve smyslu snížení jeho aktivity v parametrech amplitudy Mean a Area. Ve studii zabývající se změnou aktivity aplikováním SM stélek od firmy Springer u probandů s plochou nohou došlo k zvýšené aktivaci m. TA (*Sensorimotor function*, 2012). Tyto výsledky podporují výsledky Murleyho a kolektivu (2010), kde byl zvýšen mediální okraj a došlo ke statisticky významné změně aktivace u pacientů s plochonožím, tato stélka však neobsahovala SM elementy, a byly pouze poloviční. Zde vyvstává otázka ohledně důležitosti SM elementů.

Co se týče naší studie, nebyl potvrzen okamžitý efekt SM stélek na m. TA v parametru průměrné amplitudy ani průměrné frekvence ve stejné fázi krokového cyklu, tento náš výsledek tedy koresponduje s výsledkem Ludwiga (2016), který ovšem zkoumal vliv pouze laterální peloty, tedy s jiným typem stélek. Je naopak v rozporu s diplomovou prací kolegyně Vaňkové (2018), které se podařilo zjistit vliv mediální a laterální patní peloty, které snižují jeho aktivitu.

Laterální patní pelota má za úkol stimulovat peroneální svalstvo. To uvádí výrobce, plyne to i z obecných pravidel SM stélek dle Fischera (2008), kdy zkrácení vzdálenosti úponů svalu vede ke zvýšení svalové aktivity. Pokud, ale vezmeme v úvahu anatomický úpon m. peroneus longus, tedy os cuneiforme mediale a I. metatars (Čihák, 2011) nemůže nikdy dojít k přímé stimulaci a zkrácení úponu, ale pouze k dráždění šlachy která se na laterálním okraji planty stáčí na vnitřní stranu chodidla ke svému úponu. Na tento element se primárně soustředil Ludwig (2016) ve své práci, kdy opravdu zjistil, zvýšenou aktivitu m. peroneus longus stimulací laterální pelotou. Takováto stélka by byla u našeho vzorku probandů, ale kontraproduktivní, protože bez protilehlé mediální peloty by došlo ještě k většímu zakřivení kotníku do valgozity, sdruženou s větším tlakem na mediální podélnou klenbu. Senzomotorické stélky nezvýšily signifikantně svalovou aktivitu u musculus peroneus longus ve studii Wegenera al. (2016), která nebyla, zaměřena na plochou nohu, ale na morbus Charcot-Marie-Tooth, kde je naopak klenba zvýšena. V této studii hodnotili timing a vrchol amplitudy.

Výsledky naší studie nepotvrdili okamžitý účinek na m. peroneus longus. Data nám ukázala, že v hodnotě průměrně amplitudy se ani zdaleka neblížíme statistické významnosti ($p < 0,05$), kdy na dominantní končetině vyšlo $p = 0,4115$ a nedominantní $p = 0,3778$, naše závěry tedy odpovídají závěrům Wegenera (2016) s $p = 0,204$. S našimi výsledky koresponduje také studie uveřejněná v brožuře *Sensorimotor control* (Sensorimotor control, 2012) firmy Springer, která se zabývá výrobou SM stélek a statisticky významná změna aktivity m. peroneus longus u ploché nohy zde není prokázána.

Vliv na m. gastrocnemius má spíše posoudit přenesenou změnu na svaly bérce, které nemají přímo úpon v místě působení pelot, protože jak mediální, tak laterální patní pelota nezasahuje do místa tuber calcanei, kam se upíná achillova šlacha. V ideálním případě bychom měli měřit aktivitu m. tibialis posterior, ale to je prakticky možné pouze s jehlovou EMG, která, ale není vhodná k hodnocení dynamických aktivit. Wegener et al. (2016) hodnotil také vliv stélek na m. gastrocnemius a nedošel k hodnotám statistické významnosti, i když hodnota vrcholu amplitudy se jí blížila ($p = 0,051$). Naše výsledky také nepotvrdily statisticky významné změny m. gastrocnemius medialis a to u průměru amplitudy ani průměrné hodnoty frekvence.

Pro tento sval nevychází statisticky významná změna u Wegenera et al (2016), Vaňkové (2018) a ani u studie v *Sensorimotor control* (2012) pro plochou nohu, můžeme tedy říci, že na tento sval s největší pravděpodobností SM stélky vliv nemají.

Posledním hodnoceným svalem a který je od působení stélek také nejdále je m. *gluteus medius*. V rámci teoretické roviny Fischer (2008) vysvětluje ovlivnění i vzdálenějších struktur jako bederní páteře a postury celkově. To samé popisují i výrobci Springer-Berlin AKTIV AG (*Sensorimotor control*, 2012), kdy je dokonce v rámci jedné kazuistiky popsáno ovlivnění chronických bolestí hlavy a temporomandibulárního kloubu. Tuto změnu popisují na ose noha-kolenní- kyčelní kloub, páteř. V rámci naší studie se přibližujeme v okamžité efektivitě hranici statistické významnosti s hodnotou $p=0,00830$, v parametru průměru frekvence u nedominantní končetiny. Tento fakt nemáme bohužel s čím porovnat, protože žádná ze studií zabývající se hodnocením vlivu SM stélek tento konkrétní sval nehodnotí.

Abychom porovnali vliv působení stélky během jednoho měření, hodnotili jsme rozdíl v hodnotách na začátku a na konci měření. Pro parametr mean amplitude se přibližujeme statistické významnosti s hodnotou $p=0,0881$ na dominantní dolní končetině oproti $p=1,824$ na té samé bez stélky. Tím, že p hodnoty u rozdílu hodnot na začátku a na konci při chůzi bez stélek se ani nepřiblížily statistické významnosti, můžeme teoreticky uvažovat o nepatrném vlivu SM stélek a bude zajímavé sledovat, jestli dojde spíše ke změnám v dlouhodobém horizontu. Rozdíl je patrný i z hodnot Mean amplitude v grafu uvedeném ve výsledcích práce (Obrázek 11.).

V naší studii jsme neprokázali statisticky významné okamžité změny ve svalové aktivitě při použití senzomotorických stélek, a to ani u průměrných hodnot amplitud. Což neprokázala ani studie Wegenera (2016), která nenašla statisticky významné změny EMG signálu u SM stélek na svaly jako je m. *tibialis anterior*, m. *peroneus longus*, m. *gastrocnemius*, zatímco probandi pocítovali subjektivně změnu k lepšímu. To, že prokázali změnu ve změnách nastavení segmentů, svědčí spíše pro biomechanický efekt, který prokázal ve své práci i Laštovička a kolektiv (2018), avšak tuto změnu nepovažuje za klinicky významnou. Vaňková (2018) ve své diplomové práci hodnotila efekt jednotlivých pelot na změnu aktivity jednotlivých svalů a prokázala vliv na m. TA a m. PL. Tato studie však zahrnovala zdravé probandy a sledovala změnu aktivity

u jednotlivých pelot, zatímco u nás byla posuzována aktivita svalů se všemi pelotami, tedy oběma patními, retrokapitální a prstovou. Z tohoto důvodu nemusí být změna signifikantní. Z hlediska těchto výsledků je tedy přímý senzomotorický vliv na svaly nejistý, a není zřejmé, zdali stélka neplní především biomechanickou oporu, jako je tomu u klasických ortopedických vložek. I přes tyto nejasnosti si myslím, že je důležité ve výzkumu na toto téma pokračovat, protože nevíme, jak se změní hodnoty z dlouhodobého hlediska. Možné porovnání individuálně zhotovených ortopedických stélek a SM stélek, by mohlo napovědět více o významnosti senzomotorických elementů na stimulaci svalů v oblasti nohy.

9.1 Limity studie

Limity této studie spatřuji v nedostatku studií provedených na toto téma. Nemáme tedy mnoho dat k porovnávání mezi jednotlivými svaly, parametry a diagnózami. Na změnu svalové aktivity pomocí SM stélek u plochonoží jsem nenašel žádný článek, který by se tomuto tématu přímo věnoval.

10 ZÁVĚR

Tato diplomová práce hodnotila okamžitý efekt senzomotorických stélek na svalovou aktivitu m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a m. gluteus medius, během chůze v parametrech hodnot průměrné frekvence a průměrné amplitudy v rámci stojné fáze jak dominantní, tak nedominantní dolní končetiny.

Za další cíl jsme si kladli porovnat svalovou aktivitu na začátku a na konci jednoho měření a to jak pro podmínky se senzomotorickou stélkou, tak bez ní a zjistit případný rozdíl ve změně aktivity během jednoho měření, pro ty samé parametry.

Hodnocením okamžitého vlivu stélek na vybrané svaly u parametru Mean amplitude se nám nepodařilo zjistit statisticky významné změny ve svalové aktivitě na dominantní ani nedominantní končetině. To samé se nepodařilo prokázat ani u Mean frequency. Proč se nám nepodařilo tyto změny zjistit, může být z vícero důvodů. Od sledovaných parametrů až po skutečnost, že některé studie neprokázali také statistickou významnost okamžité změny svalů v závislosti na senzomotorických stélkách, jiné naopak ano.

Co se týká otázky posouzení rozdílu svalových aktivit v rámci jednoho měření, nepodařilo se zjistit natolik významnou změnu, abychom ji mohli interpretovat jako statisticky významnou, i když mírný náznak změny se ukázal u svalu m. peroneus longus při chůzi se stélkou.

Závěrem tedy můžeme říct, že se nám nepodařilo prokázat vliv senzomotorických stélek na svalovou aktivitu v žádných parametrech. Nemusí však nutně jít o nefunkčnost těchto stélek, avšak vliv senzomotorických pelot zůstává stále nejasný, výsledky naší studie tyto nejasnosti spíše podporují. To, že nedošlo k okamžité změně, neznamená, že ke změně nedojde v dlouhodobém horizontu. Důležité jsou i subjektivní pocity uživatele, které mohou být signifikantní, ale naše studie s nimi nepracovala.

11 SOUHRN

Výzkum k této diplomové práci probíhal v rámci projektu IGA "Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze" (IGA_FTK_2019_007). Tato diplomové práce se zabývá okamžitým efektem senzomotorických stélek na aktivitu svalů dolních končetin u osob s plochonožím. Změna aktivity svalů byla měřena pomocí povrchové EMG na svalech m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. peroneus longus a m. gluteus medius. V rámci tohoto projektu byl také analyzován dlouhodobý efekt tříměsíčního nošení stélek, který však není součástí této práce.

Práce je koncipována do dvou částí. První částí je shrnutí anatomicko-kineziologických poznámek týkajících se nožní klenby a nohy, dále je zde pojednáváno o rozdělení stélek, krokovém cyklu a povrchové EMG. Druhá část se zabývá zpracováním, interpretací a porovnáním výsledných dat.

Po vstupním vyšetření bylo do výzkumu zahrnuto 31 probandů, z kterých se po splnění všech náležitostí a měření vytvořil soubor 23 probandů (6 mužů, 17 žen) s průměrným věkem $32,76 \pm 14,14$ let. Vstupním kritériem do výzkumné skupiny byl výskyt flexibilní ploché nohy, která byla stvrzena posouzením Foot Posture index (FPI-6) s výsledkem >5 a/nebo se stavem výšky os naviculare $>0,21$. Probandi museli být starší 18 ti let, schopni stoje i chůze bez pomoci a kompenzačních pomůcek. Během měření nesměli trpět bolestmi během stoje a chůze. Probandi neutrpěli závažný úraz pohybového nebo nervového ústrojí dolních končetin a zároveň u nich nebyl výskyt vrozené nebo získané vady pohybového, anebo nervového systému, který by závažně limitoval pohyb a rovnováhu během testování.

Na základě sesbíraných dat byly vytvořeny individuální senzomotorické stélky Sensofeet® NeuroFIT s umístěním pelot dle nálezu. Probandi tedy dostali buď typ stélky, která měla lehce zvýšený laterální okraj v oblasti retrokapitální peloty, nebo druhý typ, který již tento přídatný klínek neměl. Na základě takto vytvořených stélek byli probandi rozdělení do skupin podle typu stélek. Pro laboratorní měření povrchové EMG byly senzomotorické stélky vloženy do vhodné velikosti obuvi.

Záznam aktivity vybraných svalů musculus tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis a gluteus medius byl prováděn systémem Trigno™ Wireless Systems v kinantropologické laboratoři Aplikačního centra BALUO Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Tato práce zkoumala okamžitý vliv SM stélek na aktivitu vybraných svalů a také to, jak se mění jejich aktivita v průběhu jednoho měření se stélkami i bez nich. V rámci jednoho měření byla prvně testována chůze bez stélek a poté chůze se stélkami.

V rámci hodnocení výsledků jsme nepotvrdili statisticky významný okamžitý vliv sensomotorických stélek na aktivitu svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius medialis ani m. gluteus medius při chůzi v parametrech mean amplitude a mean frequency. Toho samého výsledku jsme dosáhli i u hodnocení okamžitých změn během jednoho měření s aplikovanými stélkami a bez nich pro stejné parametry.

12 SUMMARY

Research supporting the study took place within the IGA project "The Effect of Sensorimotor Insoles on Gait Parameters" (IGA_FTK_2019_007). The thesis deals with the immediate effect of sensorimotor insoles on the activity of lower limb muscles in people with flatfoot. Variance in muscle activity was measured by the surface EMG on the anterior tibialis, gastrocnemius medialis, peroneus longus and gluteus medius muscles. Although the long-term effect of the three-month intervention with insoles is assessed by the overall project, it is outside the scope of this study.

The thesis is divided into two parts. The first one is a summary of anatomical and kinesiological notes concerning the foot and the foot arch, specifies the insole types, gait cycle and the surface EMG. The second part deals with the processing, interpretation and assessment of the resulting data.

Following the initial examination, 31 probands were included in the research. Consequently, after meeting all requirements and measurements, a group of 23 probands (6 men, 17 women) with the mean age of 32.76 ± 14.14 years was selected. The entry criterion for the research group was the flatfoot deformity confirmed by the Foot Posture Index (FPI-6) score > 5 and / or the normalised navicular height truncated > 0.21 . Probands were over 18, able to stand and walk without help and compensatory aids. For the measurement, those who suffered from any acute pain while standing or walking were excluded. None of the probands had suffered severe impairments to the musculoskeletal or nervous system of the lower limbs or a congenital or acquired musculoskeletal or nervous system defect that would severely limit movement and balance during the testing.

Based on the collected data, customized Sensofeet® NeuroFIT sensorimotor insoles were manufactured with the bars adjusted according to the findings. Thus, the probands received either the type of insole with a slightly raised lateral edge in the area of the Retro bar or the second type which no longer had this additional element. Based on the insoles manufactured this way, the probands were divided into groups according to the type of insoles. For laboratory measurements of surface EMG, sensorimotor insoles were inserted into a suitable shoe size.

Anterior tibialis, peroneus longus, gastrocnemius medialis and gluteus medius muscles activity was measured by the Trigno TM Wireless Systems in the BALUO Application Center's kinanthropological laboratories of the Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc. The thesis assesses the effect on MS and variance in activity with and without the insoles. During a single measurement the gait cycle testing first excluded and then included the insoles.

Assessing the results, however, we were unable to confirm a statistically significant immediate effect of sensorimotor insoles on the activity of tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius medialis or gluteus medius muscles during the gait cycle in mean amplitude and mean frequency parameters. The same result was achieved in the immediate effect assessment during one measurement for the same parameters with and without applied insoles.

14 Referenční seznam

- Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A. F., Saeedi, H., & Majddoleslam, B. (2013). The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(3), 227–232.
- Atik, A., & Ozyurek, S. (2014). Flexible flatfoot. *Northern clinics of Istanbul*, 1(1), 57–64.
- Čihák, R., Helekal, I., Kacvinský, J., Grim, M., & Fejfar, O. (2011). *Anatomie*. Grada Publishing.
- Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd publishers*, 1-17.
- Delsys products. Retrieved 18. 1. 2020 from World Wide Web:<https://www.delsys.com/products/>
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., & Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of biomechanics*, 45(3), 555-561.
- Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., & Fioretti, S. (2015). Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: A surface electromyography study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 347-354.

- Dingenen, B., Peeraer, L., Deschamps, K., Fieuws, S., Janssens, L., & Staes, F. (2015). Influence of shoes and foot orthoses on lower extremity muscle activation onset times in healthy subjects during the transition from double-leg stance to single-leg stance. *J Sports Med Phys Fitness*, 55(1-2), 16-24.
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Dunzl, P. (2014). *Ortopedie*. Grada.
- Dupalová, D., & Zaatar, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie-poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékarství*, 22(1).
- Fischer, F., (2008). Proprioceptive foot orthotics. *Practical manual for expert users*. 1st ed. Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- Golová, Š. (2016). Výroba ortopedických vložek pro děti. *Umění fyzioterapie*, 1(1), 42-44.
- Hayes, C., & Brown, J. B. (2017). *Textbook of Podiatric Medicine*. M&K Update Ltd.
- Hlaváček, P. (2014) *Kalceotika I: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita.
- Hoppenfeld, S. (1976) *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton
- Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*, 19(4), 391-397.
- Jak Sensofeet funguje. Retrieved 14.11. 2019 from World Wide Web: <https://www.sensofeet.cz/index.html#technologie>

- Jordan, K., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & posture*, 26(1), 128-134.
- Kapandji, I. A. (1987). The physiology of the joints: lower limb, vol. 2. *Edinburgh: Churchill Livingstone*.
- Kelly, L. A., Cresswell, A. G., Racinais, S., Whiteley, R., & Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of The Royal Society Interface*, 11(93), 20131188.
- Kodithuwakku, S. A., Chander, H., & Knight, A. (2019). Flat feet: Biomechanical implications, assessment and management. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 38, 81-85.
- Kolář, P. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1, 30-35.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lee, J. E., Park, G. H., Lee, Y. S., & Kim, M. K. (2013). A comparison of muscle activities in the lower extremity between flat and normal feet during one-leg standing. *Journal of physical therapy science*, 25(9), 1059-1061
- Ludwig, O., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2016). The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *Journal of foot and ankle research*, 9(1), 33.
- Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2013). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation-E-Book*. Elsevier Health Sciences.

- Maršáková, K., & Pavlů, D. (2012). Diagnostika funkce nohy v denní praxi. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 19(4).
- Merletti, R., Parker, P. A., & Parker, P. J. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications* (Vol. 11). John Wiley & Sons.
- Metera, K., & Saran, T. (2018). Erroneous theory of the transverse arch of the foot and its negative consequences. *Archives of Physiotherapy & Global Researches*, 22(4), 7–12.
- Pasin Neto, H., Grecco, L. A. C., Ferreira, L. A. B., Duarte, N. A. C., Galli, M., & Oliveira, C. S. (2017). Postural insoles on gait in children with cerebral palsy: Randomized controlled double-blind clinical trial. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 21(4), 890–895.
- Perry, J., Cabico, L. M., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. SLACK.
- Péter, A., Andersson, E., Hegyi, A., Finni, T., Tarassova, O., Cronin, N., & Arndt, A. (2019). Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds. *Frontiers in Physiology*, 10, 1283.
- Pourghasem, M., Kamali, N., Farsi, M., & Soltanpour, N. (2016). Prevalence of flatfoot among school students and its relationship with BMI. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 50(5), 554-557.
- Pročková, P. (2016). Barefoot obuv pro děti. *Umění fyzioterapie*, 1(1), 11-15.
- Redmond, A. (2005). *The Foot Posture Index: user guide and manual*.
- Şenol, D., Uçar, C., Çay, M., Özbağ, D., Canbolat, M., & Yıldız, S. (2019). The effect of stress-induced cortisol increase on the sense of ankle proprioception. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* (2587-0823), 65(2), 124–131

- Sensorimotor function- Springer AKTIV AG [Brožura].(2012). Retrieved 15. 4. 2020 from World Wide Web: www.springer-berlin.de › dms › productinformations
- Trojan, S. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Grada publishing
- Vaňková, K. (2018). *Analýza vlivu senzomotorických stélek na aktivitu vybraných svalů dolních končetin při chůzi u asymptomatických dospělých osob*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2015). Otlaky plosky v diagnostice funkčních typů nohy. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 22(1)
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Triton.
- Wang, K., Tobajas, P. T., Liu, J., Geng, T., Qian, Z., & Ren, L. (2019). Towards a 3D passive dynamic walker to study ankle and toe functions during walking motion. *Robotics and Autonomous Systems*, 115, 49-60.
- Wegener, C., Wegener, K., Smith, R., Schott, K.-H., & Burns, J. (2016). Biomechanical effects of sensorimotor orthoses in adults with Charcot–Marie–Tooth disease. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(4), 436–446.
- Winkelstein, B. A. (2012). *Orthopaedic biomechanics*. CRC Press.
- Yurt, Y., Şener, G., & Yakut, Y. (2019). The effect of different foot orthoses on pain and health related quality of life in painful flexible flat foot: a randomized controlled trial. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 55(1), 95-102.

15 Přílohy

15.1 Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 20. 12. 2018 byl projekt výzkumné práce

autor /hlavní řešitel/: Mgr. Ondřej Laštovička

spoluřešitelé: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Tomáš Klein

s názvem **Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **2 / 2019**

dne: **7. 1. 2019.**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 638 029
www.ftk.upol.cz

15.2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či ze studie odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

15.3 Potvrzení o překladu

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNŮ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Jan Kuška

Studijní obor: Fyzioterapie

Akademičtý rok: 2019/2020

Název bakalářské/diplomové práce: Analýza aktivity vybraných svalů dolní končetiny u pacientů s plochonožím pomocí polyEMG během chůze při intervenci senzomotorickými stélkami

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Zorka Večeřová, Ph.D.

The British Centre Pardubice
Pernštyňské nám. 54
531 08 Pardubice



Datum: 12.5.2020

razítko, podpis