

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

ANALÝZA VLIVU SENZOMOTORICKÝCH STÉLEK NA AKTIVITU VYBRANÝCH
SVALŮ DOLNÍCH KONČETIN PŘI CHŮZI U ASYMPTOMATICKÝCH DOSPĚLÝCH
OSOB

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. et Bc. Kristýna Vaňková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Olomouc 2018

Jméno a příjmení: Bc. et Bc. Kristýna Vaňková

Název diplomové práce: Analýza vlivu senzomotorických stélek na aktivitu vybraných svalů dolních končetin při chůzi u asymptomatických dospělých osob

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Ondřej Laštovička

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt:

Cílem této práce bylo definovat účinky jednotlivých senzomotorických elementů senzomotorických stélek na aktivitu vybraných svalů dolních končetin (m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus) při chůzi měřenou pomocí povrchové EMG. Ve studii byly zkoumány účinky laterálního patního elementu, mediálního patního elementu, laterálně vyvýšeného retrokapitálního elementu a mediálně vyvýšeného retrokapitálního elementu.

Výzkumu se zúčastnilo 6 asymptomatických dospělých probandů (4 muži, 2 ženy). Účastníci byli měřeni při chůzi vlastní rychlostí v jednotné sportovní obuvi se zkušebními stélkami NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo). Každý proband byl měřen nejprve při chůzi bez senzomotorických elementů a poté vždy s jedním senzomotorickým elementem v náhodně vybraném pořadí. Měření každé testované podmínky se skládalo z 10-15 pokusů, kterému vždy předcházela 5minutová adaptace na danou stélku při chůzi po laboratorní místnosti. Ke snímání EMG signálu byl použit Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA).

Ve studii byly porovnávány EMG parametry „Area“ a „Mean“ při chůzi bez a se senzomotorickými elementy při chůzi. Z výsledků vyplývá, že chůze s mediálním patním elementem signifikantně snižuje dle parametru „Area“ a „Mean“ aktivitu m. tibialis anterior ve srovnání s chůzí bez senzomotorických elementů. Chůze s laterálním patním elementem signifikantně snižuje dle parametru „Mean“ aktivitu m. tibialis anterior oproti chůzi bez senzomotorických elementů. Výsledky měření svalové aktivity m. gastrocnemius medialis neprokázaly signifikantní změnu. Získaná data pro posouzení svalové aktivity m. peroneus longus se ukázala jako nedostatečně kvalitní, a tudíž nevhodná pro další zpracování.

Klíčová slova: senzomotorické stélky, propioceptivní stélky, chůze, elektromyografie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Kristýna Vaňková, BA. et BA.

Title of the bachelor thesis: Analysis of the effect of sensorimotor insoles on muscle activity of chosen lower limb muscles during gait in asymptomatic adult individuals

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Ondřej Laštovička

The year of presentation: 2018

Abstract:

The aim of this thesis was to determine the effects of individual sensorimotor elements of sensorimotor insoles on the activity of chosen lower limb muscles (m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus) during gait using surface EMG. In this research, the effects of lateral heel bar, medial heel bar, laterally raised retro bar and medially raised retro bar were examined.

There were 6 asymptomatic adult participants in total (4 males, 2 females). The participants walked at self-selected speed in uniform sport shoes with trial insoles of NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Deutschland). Each participant completed the measurement first with the base sole without sensorimotor elements and then with sensorimotor elements chosen at random. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by five-minute walking adaptation to given sensorimotor element across laboratory room. Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA) was used to detect EMG signal.

EMG parameters “Area” and “Mean” were compared during gait with and without sensorimotor elements. Results show that gait with medial heel bar decreases significantly the activity of tibialis anterior compared with gait without sensorimotor elements according to “Mean” and “Area” parameters. Similarly, it was found that gait with lateral heel bar decreases the activity of tibialis anterior according to “Mean” parameter in comparison with gait without sensorimotor elements. On the other hand, results regarding m. gastrocnemius medialis did not show any significant change. The data acquired for examination of the activity of peroneus longus was of poor-quality and therefore, it was unsuitable for further processing in research.

Keywords: sensorimotor insoles, proprioceptive insoles, gait, electromyography

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

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

V Olomouci dne 19. 6. 2018

.....

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Ondřejovi Laštovičkovi za cenné rady a odborné vedení této diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Tomášovi Kleinovi a Mgr. Lucii Bizovské za pomoc s naměřením a zpracováním dat.

Poděkování náleží i mé rodině, která mě po celou dobu studia podporovala a partnerovi, který tu pro mě vždy za všech okolností byl.

Práce byla realizována v rámci Interního grantu Fakulty tělesné kultury s názvem *Biomechanická analýza chůze u vybraných ortopedických diagnóz* (IGA_FTK_2017_012) a projektu podpořeného Nadačním fondem UP s názvem *Deformity v oblasti nohy*.

SEZNAM ZKRATEK

CL	laterální patní element
CM	mediální patní element
CNS	centrální nervová soustava
DAFO	dynamic ankle foot orthosis
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
FMS	Functional Movement Screen
FTK UP	Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého
GM	m. gastrocnemius medialis
IC	initital contact
ISw	initial swing
KYK	kyčelní kloub
LR	loading response
m.	musculus
MMT	manual muscle test
MSt	mid stance
MSw	mid swing
n.	nervus
PL	m. peroneus longus
PSw	pre-swing
RL	laterálně vyvýšený retrokapitální element
RM	mediálně vyvýšený retrokapitální element
SEMG	surface electromyography
TA	m. tibialis anterior
TSt	terminal stance
TSw	terminal swing
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles
SIAS	spina iliaca anterior superior
SM	senzomotorické
SMS	senzomotorické stélky

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 SYNTÉZA POZNATKŮ	10
2.1 Terminologie	10
2.2 Ortotika a podologie	11
2.2.1 Ortopedické stélky.....	11
2.2.2 Paradigmata ve funkční ortotice nohou.....	13
2.2.3 Senzomotorické stélky	14
2.2.3.1 Senzomotorické stélky NovaPED Sensosystem	15
2.3 Chůze.....	21
2.3.1 Fáze chůzového cyklu	21
2.3.2 Anatomie vybraných svalů dolní končetiny a jejich aktivita v rámci chůzového cyklu	22
2.3.2.1 M. gastrocnemius medialis.....	24
2.3.2.2 M. tibialis anterior	25
2.3.2.3 M. peroneus longus	26
2.3.3 Studie na téma vlivu senzomotorických stélek na chůzový cyklus.....	26
2.4 Povrchová elektromyografie	29
2.4.1 Faktory ovlivňující výsledný EMG signál	30
2.4.2 Limity EMG měření	31
2.4.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu.....	31
2.4.4 Hodnocení časové posloupnosti náboru svalů	33
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	35
3.1 Cíl diplomové práce	35
3.2 Dílčí cíle	35
3.3 Výzkumné otázky.....	35
4 METODIKA.....	37

4.1 Charakteristika výzkumného souboru	37
4.2 Vstupní vyšetření.....	37
4.3 Příprava na měření	39
4.3.1 Technické podklady měření a umístění elektrod.....	39
4.3.2 Intervence senzomotorickými elementy.....	40
4.4 Postup měření	42
4.5 Zpracování a analýza EMG signálu	42
4.6 Statistické zpracování dat.....	42
5 VÝSLEDKY	44
5.1 Výsledky k výzkumné otázce V_1	44
5.2 Výsledky k výzkumné otázce V_2	45
5.3 Výsledky k výzkumné otázce V_3	48
6 DISKUZE.....	49
7 ZÁVĚR.....	53
8 SOUHRN	54
9 SUMMARY	56
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
11 PŘÍLOHY.....	63
11.1 Vyjádření etické komise.....	64
11.2 Informovaný souhlas v češtině	65
11.3 Informovaný souhlas v angličtině	66
11.4 Anamnestický dotazník	67
11.5 Vyšetřovací protokol	68
11.6 Potvrzení o kvalifikovaném překladu.....	69

1 ÚVOD

V dnešní době se stále více lidí potýká s obtížemi v oblasti nohou a dolních končetin, což mj. potvrzuje rostoucí zájem o tuto problematiku z řad laické veřejnosti a množství rozličných stélek, bot a ortotických pomůcek podporujících „zdravé nohy“ na pultech obchodů. Lidé v této souvislosti přicházejí do ordinací lékařů a fyzioterapeutů nejčastěji pro bolesti, které je omezují zejména při chůzi či protrahovaném stoji. Příčinou těchto problémů bývají různorodé funkční a strukturální poruchy, které se nejvíce negativně odráží právě na stereotypu chůze a vzdálenosti, kterou jsou pacienti schopni ujít. Patologické projevy v chůzi mohou být rovněž charakteristikou řady (např. neurologických) onemocnění. Jakákoliv porucha chůze může bez adekvátní léčby vést k nežádoucímu omezení v činnostech každodenního života a vzniku dalších přidružených poruch a bolestí.

V léčbě obtíží nohou a dolních končetin se kromě kinezioterapie hojně uplatňuje také nošení ortopedických stélek, jejichž spektrum zahrnuje nejrozumnější typy, materiály a výrobní postupy. Novinkou v této oblasti jsou tzv. senzomotorické stélky, které by dle vyjádření výrobců měly pozitivně ovlivňovat statickou a dynamickou funkci nohy. Tyto stélky by pomocí jednotlivých senzomotorických elementů měly stimulovat aktivitu konkrétních svalů vytvářením tlaku do příslušných šlach a specificky tak ovlivňovat jejich aktivitu. Funkce senzomotorických stélek ale není v současnosti zcela zřejmá. Studií na toto téma bylo uskutečněno velmi málo a jejich výsledky je potřeba ověřit.

Tato diplomová práce si proto klade za cíl realizovat pilotní výzkum účinků čtyř senzomotorických elementů výrobce NovaPED Sensosystem na aktivitu vybraných svalů dolních končetin. Za tímto účelem byly analyzovány myoelektrické signály povrchovou elektromyografií ze svalů m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior a m. peroneus longus u dospělých asymptomatických osob.

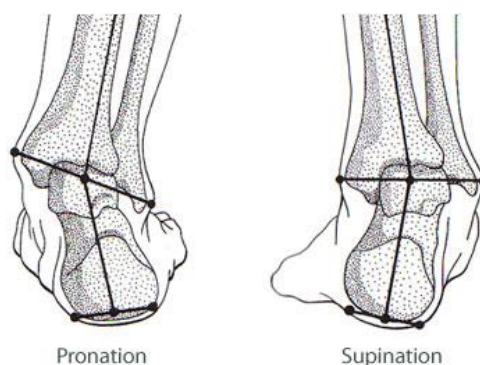
2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Terminologie

Z anatomického hlediska je termínem „noha“ označována část dolní končetiny (DK) distálně od hlezenního kloubu. Tři základní oddíly nohy (předonoží, středonoží, zánoží) jsou od sebe odděleny liniemi transverzotarsálního a tarsometatarsálního kloubu. Předonoží se skládá z nártních kostí a článků prstů, středonoží tvoří pět zánártních kostí (os cuboideum, os naviculare, tři ossa cuneiformia) a zánoží zahrnuje thalus a calcaneus. Při zjednodušeném dělení nohy na předonoží a zánoží představuje jejich dělicí linii transverzotarsální kloub (Kolář, 2012; Vařeka & Vařeková, 2009).

Terminologie pohybů a vzájemného postavení segmentů nohy je dlouhodobě považována za nejednotnou a také nepřesnou (Greiner, 2007; McDonald & Tavener, 1999). Greiner (2007) kupříkladu nashromáždil 18 různých užívaných definic pojmů inverze a everze a 20 různých definic pronace a supinace. Vařeka a Vařeková (2009) považují za zdroj těchto terminologických obtíží: (1) vývojově daný pronatorní zkrut bérce a nohy, při kterém došlo k posunutí původně dorzálních struktur ventrálně, (2) tzv. nulové postavení nohy a bérce, jejichž osy svírají v sagitální rovině 90°. Oba důvody významně znesnadňují orientaci v rovinách a osách pohybů.

V této práci je pro popis pohybu nohy v sagitální rovině užíváno termínů plantární (pohyb akra distálním směrem) a dorzální (pohyb akra kraniálním směrem) flexe. Ve frontální rovině je jako pronace označováno stáčení plosky nebo její části směrem od střední roviny, jako supinace pak stáčení plosky nebo její části směrem ke střední rovině.



Obrázek 1. Pronace a supinace nohy (Orthopedia Wiki, 2017).

2.2 Ortotika a podologie

Ortotika je oborem ortopedické protetiky, který se zabývá návrhem, výrobou a individuálním přizpůsobením zevně aplikovaných protetických pomůcek pacientům s neuromuskulárními a muskuloskeletálními poruchami, které je funkčně limitují v různých sférách každodenního života. V současné době je ortotická léčba považována za důležitou součást interdisciplinárního přístupu v péči o pacienta. Kalceotika je rovněž oborem ortopedické protetiky, který se zaměřuje na návrh a stavbu individuální ortopedické obuvi a ortopedických stélek. V rámci tohoto oboru se řeší následky poúrazových stavů, chorob (např. diabetická noha) a stavů vzniklých v důsledku vrozených onemocnění, kdy došlo ke vzniku bolesti nebo deformitám v oblasti nohy. Léčbě pomocí ortopedických stélek se kromě ortopedů věnují také podologové. Podologie se zabývá prevencí a léčbou bolestivých stavů a funkčních poruch chodidel ve vztahu k pohybovému aparátu jako celku. Indikovat a upravovat ortopedické stélky mohou ortopedi, ortotičtí protetici, podologové, a do určité míry také fyzioterapeuti (Di Giovanni & Greisberg, 2007; Gallo & kol., 2014; Fešar, 2016; Lusardi, Jorge, & Nielsen, 2013).

2.2.1 Ortopedické stélky

Ortopedické stélky primárně slouží k navození optimálního nastavení segmentů nohy a zlepšení její funkce zejména při chůzovém cyklu. Základními příčinami abnormální mechaniky nohy, které pacienta indikují k léčbě ortopedickými stélkami, jsou strukturální vrozené či získané vady nohou, svalové dysbalance a narušení kloubní integrity. Tyto patologické situace zahrnují rovněž důsledky neurologických, revmatických, metabolických a dalších systémových onemocnění (Placzek & Boyce, 2006; Lusardi et al., 2013).

Ortopedické stélky jsou předmětem neustálých inovací, jak z hlediska použitých materiálů, tak výrobních postupů. V současnosti lze ortopedické stélky dělit na dvě základní kategorie: (1) prefabrikované, a (2) individuálně zhotovené. Prefabrikované stélky existují v mnoha různých variantách pro rozličné klinické použití. Vyrábějí se buď ve formě kompletních stélek s vestavěnými korekcemi, nebo jako jednotlivé korekční komponenty, peloty, klínky a vypodložení, které lze umístit přímo na stélky konkrétního pacienta. Tento typ stélek může sloužit například k úpravě zatížení a absorpci nárazu jednotlivých částí nohy, základní podpoře mediálního oblouku či příčného klenutí a mírné korekci zánoží. Největší výhodou prefabrikovaných stélek je jejich finanční dostupnost a možnost okamžitého

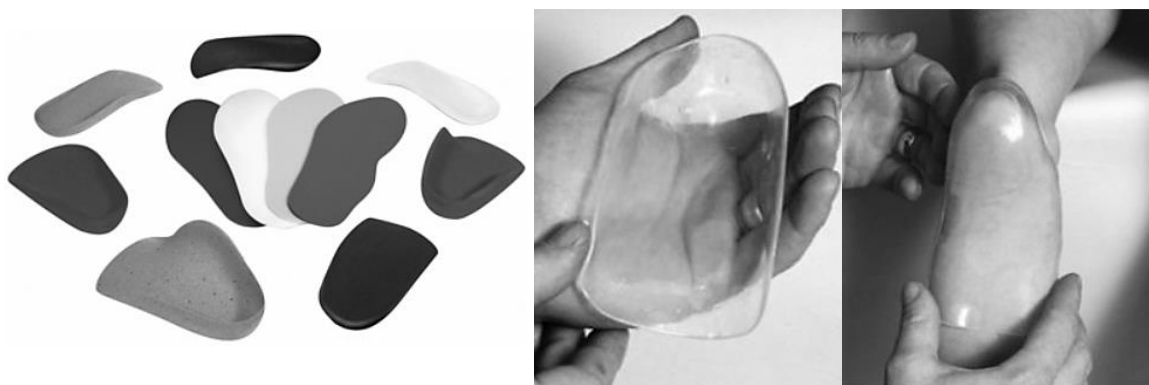
poskytnutí stélky pacientovi. Na druhou stranu nemusí stélky nebo korekční komponenty padnout každému pacientovi (Di Giovanni & Greisberg, 2007).



Obrázek 2. Příklady prefabrikovaných stélek a jejich komponentů (Di Giovanni & Greisberg, 2007, upraveno).

Naproti tomu jsou individualizované stélky od počátku vytvářeny na míru potřebám konkrétního pacienta a jejich výroba se zakládá na počítačově generovaném modelu chodidla nebo jeho odlitku. Právě individuální modelování a konturování stélek může být rozhodujícím faktorem úspěchu léčby. Podle svého účelu se rozdělují na akomodační a korekční typ stélek. Akomodační stélky tlumí dopad chodidla na zem a cíleně zmírňují tlak pod některými nožními strukturami. Korekční stélky napomáhají udržet nohu v ideálním nastavení (Di Giovanni & Greisberg, 2007; Hunter, Dolan, & Davis, 1995).

V literatuře lze rovněž nalézt klasifikaci stélek na rigidní, semirigidní a měkké dle vlastností plynoucích z materiálu použitého na jejich výrobu (Hunter et al., 1995).



Obrázek 3. Individualizované stélky a příklad jejich modelování (Di Giovanni & Greisberg, 2007, upraveno).

2.2.2 Paradigmata ve funkční ortotice nohou

Z hlediska klinických zkušeností je léčba ortopedickými stélkami obecně pokládána za prospěšnou. Dosud však není zcela jasné, na jakém teoretickém principu stélky fungují. V současné době existují čtyři hlavní teoretické přístupy: (1) Rootovo paradigma, (2) paradigma sagitální roviny, (3) propioceptivní paradigma, (4) paradigma stresovaných tkání (Daniel & Colda, 2012; Frowen, O'Donnell, Lorimer, & Burrow, 2010).

Východiskem Rootova paradigmatu (Root paradigm) je neutrální pozice subtalárního kloubu, která je stěžejní pro zajištění optimální funkce nohy a celé DK. Tento model představený v 70. letech 20. století poprvé propojil třídimenzionální pohled na nohu s jejími strukturálními a funkčními aspekty. I přes významný přínos tohoto paradigmatu zůstává častým předmětem kontroverzí určení neutrální pozice subtalárního kloubu. V současné době se proto od tohoto modelu začíná upouštět (Ball & Afheldt, 2002a; Daniel & Colda, 2012; Frowen et al., 2010; Jarvis, Nester, Bowden, & Jones, 2017).

Paradigma sagitální roviny (sagittal plane paradigm) vychází z teorie Perryové, která považovala pohyb DK při chůzi za výsledek optimální funkce nohy v sagitální rovině kolem tří pivotních bodů. V paradigmatu je sagitální funkce (tj. pohyb tímto směrem vpřed) kolem tří otočných bodů (calcaneus, hlezenní kloub, metatarsophalangeální řadu kloubů) pokládána za stěžejní z hlediska efektivity pohybu a transportu tělesné hmotnosti kupředu. Specificky se přitom orientuje na účinný přenos sil přes II. a zejména I. metatarsophalangeální kloub při chůzi (Bojsen-Møller, 1979; Daniel & Colda, 2012; Frowen et al., 2010; Perry & Burnfield, 2010).

V propioceptivním paradigmatu nebo také paradigmatu preferované dráhy pohybu (proprioceptive, preferred-motion-pathway paradigm) jsou veškeré síly a podněty působící na nohu ve stejné fázi chůzového cyklu považovány za vstupní signály, které nastavují svalovou aktivitu pro následující krok s cílem minimalizovat vibrace v měkkých tkáních a redukovat tak zatížení kloubů a šlach. V rámci ortotické intervence by proto měla být podporována preferovaná dráha pohybu, díky které dojde k rovnoměrnému zatížení měkkých tkání a snížení energetické náročnosti chůze. Proprioceptivní paradigma je v literatuře nazýváno také jako neuromechanický model. Tento teoretický přístup do určité míry vysvětluje klinický léčebný úspěch napříč různými typy ortopedických stélek (Ball & Afheldt, 2002a; Ball & Afheldt, 2002b; Daniel & Colda, 2012; Frowen et al., 2010; Nigg & Wakeling, 2001).

Paradigma zatěžovaných či stresovaných tkání (tissue-stress paradigm) představuje pragmatické pojetí léčby ortopedickými stélkami. Zaměřuje se přímo na danou patologii a její léčbu odstraněním nadměrného napětí měkkých tkání. Základem tohoto přístupu je identifikace

bolestivých, přílišně zatěžovaných tkání a výroba ortopedických stélek, které mají za cíl tuto zátěž odstranit. Indikace stélek v rámci tohoto paradigmatu současně zahrnuje adekvátní kinezioterapii (Daniel & Colda, 2012; Frowen et al., 2010; McPoil & Hunt, 1995).

2.2.3 Senzomotorické stélky

V současnosti lze pod pojem senzomotorických (proprioceptivních či neuromuskulárně aferentně stimulujících) stélek zahrnout široké spektrum produktů. Jednotlivé stélky se liší výrobními postupy, předpokládaným mechanismem účinku a také poruchami, pro které jsou pacientům indikovány. Oproti klasickým ortopedickým stélkám, které mechanicky podporují nožní struktury a zajišťují optimální pohyb při chůzi tzv. od paty k palci (tzv. heel-to-toe movement), si senzomotorické (SM) stélky kladou za cíl ovlivnit senzomotorický systém prostřednictvím stimulace receptorů (Ohlendorf, 2013; Ludwig, Kelm, & Fröhlich, 2016; Wegener, Wegener, Smith, Schott, & Burns, 2015).

Propriocepce hraje klíčovou roli v řízení lidského pohybu. Proprioceptivní informace jsou přenášeny zadními provazci míšními dále do mozečku nebo cestou mediálních lemnisků do mozkové kůry. Mezi hlavní receptory, ze kterých jsou syntetizovány proprioceptivní informace, patří Golgiho šlachová tělíska, svalová vřeténka, dotykové receptory v kůži a dalších tkáních a Pacciniho tělíska v synoviálních pochvách a vazech. Přesné mechanismy propriocepce jsou ovšem stále předmětem výzkumů. Na výsledné kvalitě proprioceptivního výkonu člověka se dle soudobých názorů podílí jak získané proprioceptivní informace, tak i proprioceptivní schopnost tyto informace integrovat a vyhodnotit. Klíčovou roli tedy pravděpodobně hraje centrální nervová soustava (Ganong, 2005; Han, Waddington, Adams, Anson, & Liu, 2016; Latash 2012; Ohlendorf, 2013; Schmidt & Lee, 2005).

SM stélky si kladou za cíl ovlivnit aktivitu konkrétního svalu nebo svalových skupin za pomoci vyvinutí cíleného tlaku na šlachy svalů na noze speciálními elementy. Tlaky vyvíjené na měkké tkáně by měly dle výrobců SM stélek stimulovat proprioceptory nohy a spouštět zpětnovazebnou svalovou odpověď z centrální nervové soustavy (CNS) skrze propriospinální a kortikospinální dráhy (Ohlendorf, 2013; Ludwig et al., 2016; Wegener et al., 2015). Fischer (2008) například uvádí, že přiblížení konců šlachy SM elementem způsobuje následné zvýšení jeho aktivity a naopak oddálení konců šlachy jeho aktivitu snižuje (sic). Tyto senzorické impulzy by ve svém důsledku měly vést ke změně časové souslednosti v zapojení svalů, a tedy i ke změnám pohybového vzorce (sic). Výsledkem by pak mělo být zmírnění či odstranění symptomů, pro které byly stélky indikovány (Ohlendorf, 2013; Ludwig et al., 2016; Wegener et al., 2015).

Původně byly první SM stélky a ortézy s úspěchem používány především v terapii pacientů se spasticitou či dětskou mozkovou obrnou za účelem snížení svalového tonu. Příkladem může být dynamická ortéza hlezenního kloubu (DAFO) s propioceptivními body představená fyzioterapeutkou Nancy Hylton v 80. letech 20. století. Tento specifický typ ortézy byl určen pro stimulaci chodidla zejména dětských neurologických pacientů (Hafkemeyer, Poppenborg, Drerup, Möller, & Wetz, 2002; Jahrling, 1999; Švikruhová, 2016).

Německý výrobce ortopedických bot a stélek Lothar Jahrling se inspiroval metodou propioceptivní neuromuskulární facilitace a zohlednil při modelování ortopedických stélek důležitost aferentních senzorických informací z receptorů na plosce nohy. Na tomto základě vytvořil SM stélky pro spastické pacienty s cílem snížení tonu v hypertonních svalech a v současnosti aplikuje tyto principy na potřeby nejen neurologických, ale také ortopedických pacientů či sportovců (Jahrling, 1999; Jahrling, 2001; Jahrling & Rockenfeller, 2006; Mabuchi et al., 2012; Wegener et al., 2015).

V dnešní době působí na trhu několik předních výrobců SM stélek, kteří nabízí svůj vlastní přístup a koncept výroby senzomotorických stélek pod různými názvy: PROPRIO® od firmy Springer, MedReflexx, NovaPED Sensosystem od výrobce Schein aj. (Fischer, 2008; Healthy from Toe to Head, 2016; Sensorimotor Function, 2012).

2.2.3.1 Senzomotorické stélky NovaPED Sensosystem

SM stélky NovaPED Sensosystem německé firmy Schein jsou určeny ke korekci chůze. Výrobci vycházejí ze třech základních předpokladů: (1) přiblížení začátku a úponu svalu, tj. zkrácení, vede ke zvýšení jeho aktivity, (2) oddálení začátku a úponu svalu, tj. natažení, vede k relaxaci svalu a snížení jeho aktivity, (3) svalová omezení mohou být za pomoci propiocepce velmi dobře ovlivnitelná (Fischer, 2008; Schein, 2018).

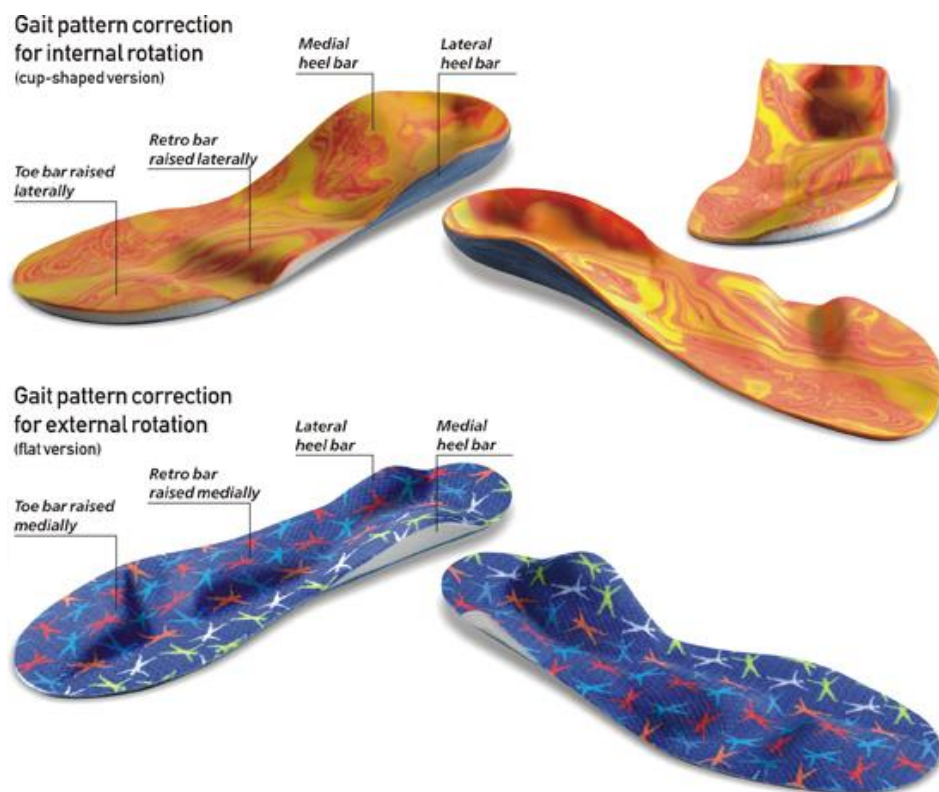
Indikace k léčbě SM stélkami jsou dle Fischera (2008) následující:

- vnitřní nebo vnější rotace kyčelního kloubu (jednostranné i oboustranné) při chůzi,
- svalový hypertonus nebo hypotonus svalů dolních končetin (DKK),
- patologická chůze po špičkách (tiptoe gait),
- malpozice nohy nebo její části (pes planovalgus, pes adductus),
- paréza se zachovanou reziduální funkcí,
- sportovní úrazy a obtíže (tibial stress syndrome, mediální kolaps kolenního kloubu).

Výrobě SM stélky by mělo vždy předcházet kineziologické a neurologické vyšetření spolu s analýzou chůze. Následně se konfiguruje zkušební stélka jednotlivými senzomotorickými elementy, dokud není dosaženo optimální změny v chůzi. Elementy jsou opatřeny suchým zipem, čímž lze uložení a celkový počet těchto senzomotorických elementů dle potřeby měnit a upravovat. Konečná konfigurace elementů na zkušební stélce je poté shodně vymodelována na stélce, kterou si pacient odnáší domů. Výsledná stélka, na kterou jsou elementy přilepeny a případně zbroušeny, může být buď zcela plochá (base sole) nebo s vykrojením pro lepší stabilitu calcaneu (cup-shaped sole). Celý povrch stélky může být poté potažen jednolitou vrstvou krycího materiálu (Fischer, 2008; Schein, 2018).



Obrázek 4. Zkušební stélka se SM elementy připevněnými suchým zipem (Schein, 2018, upraveno).



Obrázek 5. Příklad konečné podoby SM stélek včetně potažení povrchu krycím materiálem. Žluto-oranžová varianta představuje senzomotorickou stélku s vykrojením pro calcaneus (cup-shaped sole) pro korekci vnitřně rotačního postavení DK. Modrá varianta stélrk je určena pro korekci zevně rotačního nastavení DK na původně zcela ploché stélce (base sole). Na obou stélkách jsou vyznačeny jednotlivé SM elementy (Fischer, 2008).

Typy elementů senzomotorických stélek (Fischer, 2008; Schein, 2018):

a) Patní elementy (heel bars)

Mediální (medial heel bar) i laterální patní element (lateral heel bar) silně ovlivňují pozici calcaneu a současně i míru rotace celé DK. Oba elementy také prohlubují bederní lordózu. Jejich pozice na stélce závisí na typu nohy, výšce a možnostech ovlivnění podélného klenutí nohy. Konfigurace mediálního patního elementu začíná obvykle od sustentaculum tali. Mediální patní element podporuje aktivitu m. tibialis posterior a laterální patní element faciliteuje m. peroneus longus.



Obrázek 6. Vlevo mediální patní element, vpravo laterální patní element. Šipkami je naznačen směr, jakým lze SM element po vložce posouvat (Fischer, 2008, upraveno).

b) Retrokapitální elementy (retro bars)

Retrokapitální elementy jsou určeny především ke korekci předonoží a mají silný vliv na rotaci celé DK. Mediálně vyvýšený retrokapitální element (inside-raised / medially raised retro bar) koriguje pronační postavení nohy a vnitřně rotuje DK. Laterálně vyvýšený retrokapitální element (outside-raised / laterally raised retro bar) snižuje supinaci nohy, rotuje DK zevně a využívá se pro korekci pes adductus.



Obrázek 7. Vlevo mediálně vyvýšený retrokapitální element, vpravo laterálně vyvýšený retrokapitální element (Fischer, 2008, upraveno).

c) Prstní elementy (toe bars)

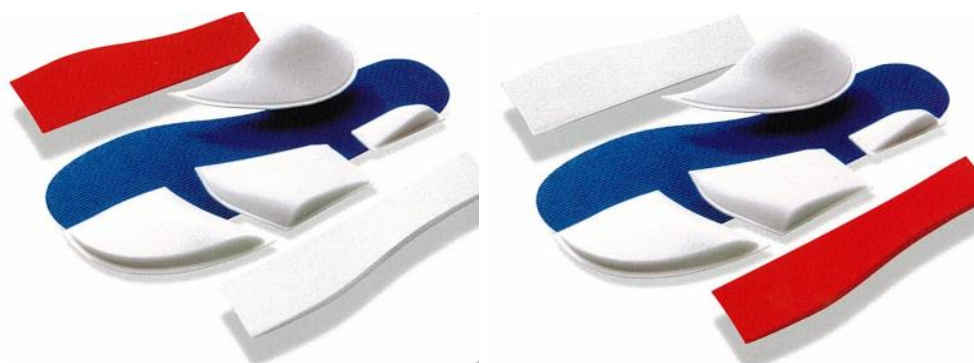
Prstní elementy jsou určeny k relaxaci plantárních flexorů a posteriorní svalové skupiny DK za účelem snížení pozice calcaneu oproti předonoží. Uplatňují se zejména u pacientů s patologickou chůzí po špičkách (tiptoe gait). Mediálně vyvýšený prstní element (inside-raised / medially raised toe bar) slouží ke korekci této chůze s hyperpronační nohy a laterálně vyvýšený prstní element (outside-raised / laterally raised toe bar) s hypersupinací nohy.



Obrázek 8. Vlevo mediálně vyvýšený prstní element, vpravo laterálně vyvýšený prstní element (Fischer, 2008, upraveno).

d) Boční elementy (last bars / lateral wedges)

Boční elementy ovlivňují zejména rotaci celé DK. Svým umístěním zkracují délku svalu, čímž by měly zvyšovat svalové napětí. Mediálně vyvýšený boční element (inside-raised last bar / lateral wedge) koriguje vnitřně rotační postavení DK, hyperpronaci nohy a poskytuje lehkou podporu při sníženém mediálním oblouku podélného klenutí nohy (flat feet). Laterálně vyvýšený boční element (outside-raised last bar / lateral wedge) je určen pro zevně rotační postavení DK a hypersupinaci nohy. Laterálně vyvýšený boční element se používá pro korekci pes adductus, pes cavus, pes excavatus, pes equinovarus. Oba boční elementy se oproti ostatním výše popsaným SM elementům připevňují ze spodní strany stélky.



Obrázek 9. Vlevo mediálně vyvýšený boční element, vpravo laterálně vyvýšený boční element (Fischer, 2008, upraveno).

Tabulka 1

Na základě výše uvedených teoretických východisek a popisu SM elementů uvedeného v brožuře NovaPED Sensosystem výrobce Schein vyplývá následující shrnutí jejich účinků (Fischer, 2008).

Senzomotorický element	Účinky
Mediální patní element	Prohlubuje bederní lordózu Ovlivňuje nastavení calcaneu Ovlivňuje rotaci DK ↑ aktivitu m. tibialis posterior
Laterální patní element	Prohlubuje bederní lordózu Ovlivňuje nastavení calcaneu Ovlivňuje rotaci DK ↑ aktivitu m. peroneus longus
Mediálně vyvýšený retrokapitální element	↓ pronaci nohy Rotuje DK vnitřně
Laterálně vyvýšený retrokapitální element	↓ supinaci nohy Rotuje DK zevně Korekce pes adductus
Mediálně vyvýšený prstní element	Korekce patologické chůze po špičkách Snížení pozice calcaneu oproti předonoží ↓ aktivitu plantárních flexorů a posteriorních svalových skupin DK ↓ pronaci nohy
Laterálně vyvýšený prstní element	Korekce patologické chůze po špičkách Snížení pozice calcaneu oproti předonoží ↓ aktivitu plantárních flexorů a posteriorních svalových skupin DK ↓ supinaci nohy
Mediálně vyvýšený boční element	Podpora mediálního oblouku podélného klenutí nohy ↓ vnitřní rotaci DK ↓ pronaci nohy
Laterálně vyvýšený boční element	↓ zevní rotaci DK ↓ supinaci nohy Korekce pes excavatus, pes cavus, pes equinovarus

2.3 Chůze

Chůze označuje základní způsob lidské lokomoce, která je uskutečňována pomocí složitého komplexu interakcí a koordinací napříč mnoha klouby lidského těla, zejména na DKK. Jedná se o základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Z hlediska biomechaniky je chůze cyklicky opakovaným řízeným pádem vpřed, v jehož průběhu tělo padá ze stabilní pozice zajištěné stojnou DK na druhostrannou DK (Earls, 2014; Kapandji, 2011; Kolář, 2012; Nordin & Frankel, 2001; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Chůze se dělí na tři základní fáze: (1) počáteční fázi (development phase), (2) rytmickou fázi (rhythmic phase), (3) konečnou fázi (decay phase). Počáteční fáze chůze zahrnuje dobu, po kterou je z původně klidového stavu pohyb zahajován a nadále zrychlován, s cílem dosáhnout stálé rychlosti pro chůzi, tj. vstoupit do rytmické fáze chůze. Rytmickou fázi charakterizuje série cyklicky se opakujících pohybů, které jsou dále členěny na jednotlivé fáze chůzového cyklu. V konečné fázi chůze dochází k jejímu postupnému zpomalování a přípravě na následné zastavení (Valmassy, 1996).

2.3.1 Fáze chůzového cyklu

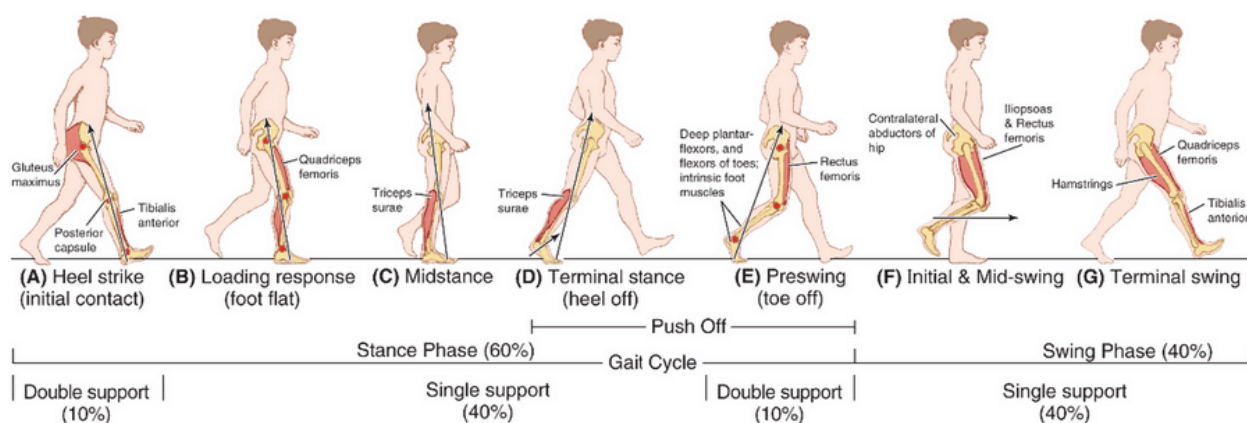
Chůzový cyklus lze dělit na období stojné (stance phase) a švihové fáze (swing phase). Při rozdělení chůzového cyklu na sto procentních bodů připadá 62 % stojné a 38 % švihové fázi. Ve stojné fázi je noha v kontaktu se zemí a nese váhu lidského těla. Tím tvoří stabilní základ pro následnou fázi švihovou. Stojnou fázi lze dále dělit na období dvojí opory (double limb support) nebo opory jedné končetiny (single limb support). Při švihové fázi dochází k samotnému kroku, který je nezbytnou součástí chůze (Coughlin, Mann, & Saltzman, 2007; Kapandji, 2011; Valmassy, 1996).

Uvedené fáze chůzového cyklu se podrobněji člení do několika dalších, jejichž názvy a počet se u různých autorů liší. Nejčastěji užívané názvosloví pochází od Vaughana (Vaughan, Davis, & O'Conner, 1992) a Perryové (Perry & Burnfield, 2010), která se vzájemně liší pouze v názvech jednotlivých fází.

Tabulka 2

Názvosloví fází chůzového cyklu dle *Vaughana et al. (1992)* a *Perryové (Perry & Burnfield, 2010)*.

	Vaughan et al. (1992)	Perry & Burnfield (2010)
Stojná fáze	1. úder paty (heel strike)	1. počáteční kontakt (initial contact): 0-2 %
	2. kontakt nohy (foot flat)	2. reakce na zatížení (loading response): 2-12 %
	3. střed stojné fáze (mid stance)	3. střed stojné fáze (mid stance): 12-31 %
	4. odvinutí paty (heel off)	4. konečný stoj (terminal stance): 31-50 %
Švihová	5. odraz palce (toe off)	5. předšvihová fáze (pre-swing phase): 50-62 %
	6. zrychlení (acceleration)	6. počáteční švih (initial swing): 62-75 %
	7. střed švihové fáze (mid swing)	7. střed švihové fáze (mid swing): 75-87 %
	8. zpomalení (deceleration)	8. končený švih (terminal swing): 87-100 %

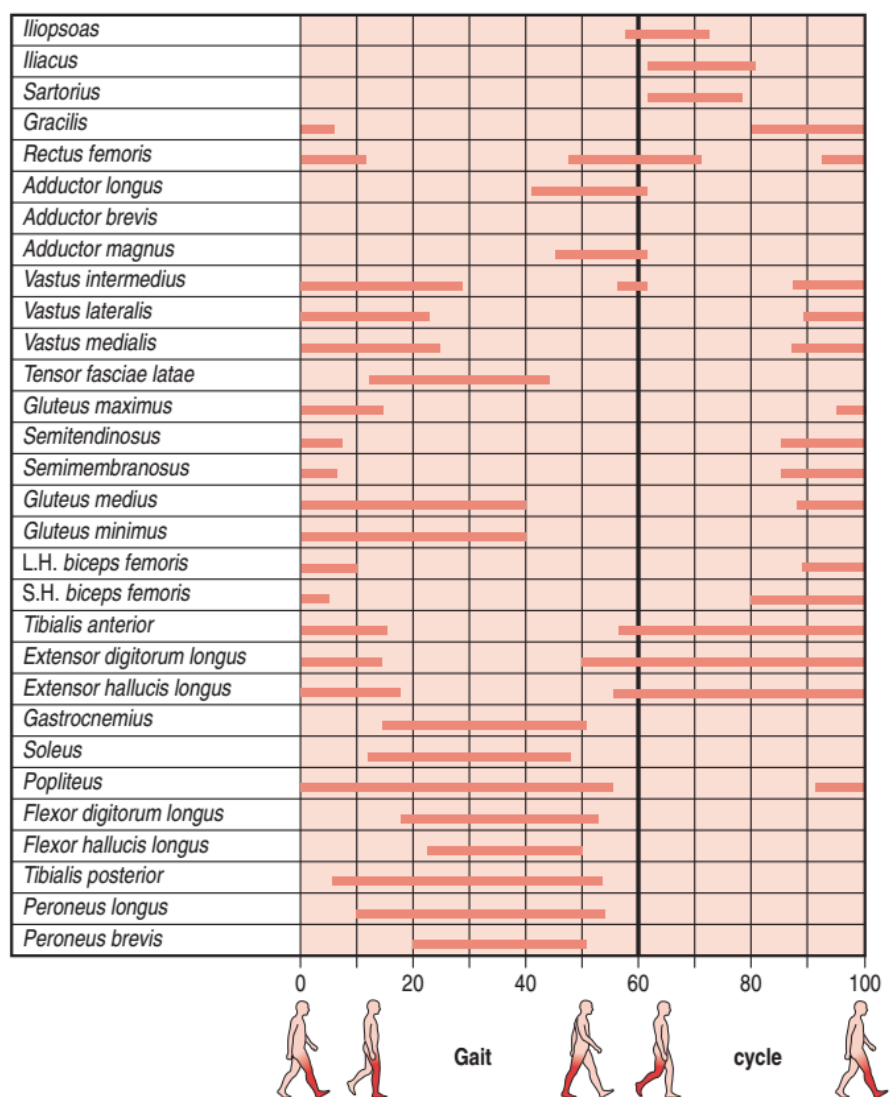


Obrázek 10. Jednotlivé fáze chůzového cyklu včetně naznačení svalové aktivity (EpoMedicine, 2014).

2.3.2 Anatomie vybraných svalů dolní končetiny a jejich aktivita v rámci chůzového cyklu

Timing zapojení svalů DK a míra jejich aktivace se při chůzi cyklicky opakuje. Svalová kontrakce může být různého charakteru. Od koncentrické u m. tibialis anterior při iniciaci počátečního švih, přes excentrickou u m. gastrocnemius ve fázi reakce na zatížení, kdy stabilizuje hlezenní kloub a brzdí pohyb tibie vpřed, až po izometrickou jako v případě m. tibialis anterior ve středu švihové fáze, kdy udržuje mírnou dorzální flexi v hlezenním kloubu. Fyziologická chůze je výsledkem ideální souhry agonistů a antagonistů (Nordin & Frankel, 2001; Perry & Burnfield, 2010).

Na koordinaci pohybu kupříkladu v kolenním kloubu se v každé fázi chůzového cyklu podílí různou měrou celkem 14 svalů. Extensory kolenního kloubu zpomalují ve stojné fázi jeho flektování a během švihové fáze spolupracují s flexory na posunu končetiny vpřed. Obdobně je potřeba přesné souhry svalové aktivity mezi plantárními a dorzálními flexory pro optimální pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině. Plantární flexory hlezenního kloubu vykazují největší aktivitu při stojné fázi. Skupina dorzálních flexorů se nejvíce zapojuje při počátečním kontaktu paty se zemí a v následné fázi reakce na zatížení, při níž zpomaluje plantární flexi. Dorzální flexory rovněž kontrolují pozici hlezna při švihové fázi (Perry & Burnfield, 2010).



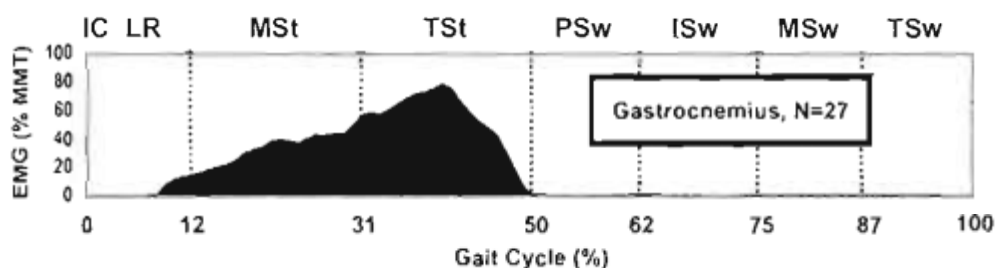
Obrázek 10. Aktivita svalů DK v průběhu chůzového cyklu (Kirtley, 2006).

2.3.2.1 M. gastrocnemius medialis

Z anatomického hlediska je m. gastrocnemius medialis (GM) spolu s m. gastrocnemius lateralis a hlouběji uloženým m. soleus součástí povrchového svalu m. triceps surae. M. GM odstupuje silnou plochou šlachou z horního okraje mediálního kondylu femuru a částečně také z kloubního pouzdra kolenního kloubu. Svalová bříška mm. gastrocnemii se společně s m. soleus spojují v Achillovu šlachu, která se upíná na tuber calcanei. Zatímco m. soleus se na calcaneus upíná spíše mediálně, mm. gastrocnemii se upínají laterálně a podílí se na pronaci calcaneu. M. GM je inervován n. tibialis z kořenů L5–S3 (Čihák, 2011; Perry & Burnfield, 2010; Travell & Simons, 1998).

M. GM při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci primárně flektuje hlezenní kloub plantárně a druhotně napomáhá flexi kolenního kloubu. Při chůzi výrazně přispívá spolu s m. gastrocnemius lateralis a m. soleus ke stabilizaci tibie vůči femuru. Ve fázi konečného stoje participuje m. GM na stabilizaci hlezenního kloubu a jeho flektování plantárně za účelem odrolování plosky vpřed přes předonoží současně s iniciací flexe v koleni (Basmajian & De Luca, 1985; Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010).

Elektromyograficky byla zaznamenána postupně se zvyšující aktivita m. GM od 9–10 % chůzového cyklu (fáze reakce na zatížení) s vrcholem přibližně v 40 % chůzového cyklu. Poté následuje rychlý pokles aktivity, která zcela vymizí na počátku švihové fáze. Při zvýšení rychlosti chůze a prodloužení délky dvojkroku dochází k lineárnímu navyšování aktivity m. triceps surae (Nordin & Frankel, 2001; Perry & Burnfield, 2010).



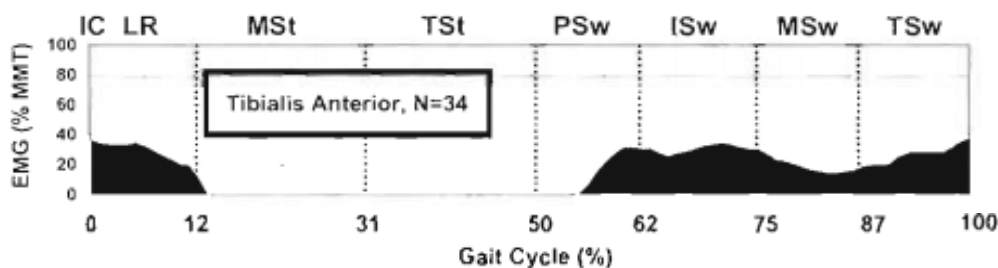
Obrázek 11. Černá křivka znázorňuje průměrnou intenzitu svalové aktivity a timing zapojení mm. gastrocnemii měřených probandů při chůzi. Intenzitu tvoří procentuální maximum hodnoty naměřené při manuálním svalovém testu (MMT – manual muscle test). N = počet probandů. Vertikálně je graf rozdělen na jednotlivé fáze a procentní body chůzového cyklu: IC – initial contact, LR – loading response, MSt – mid stance, TSt – terminal stance, PSw – pre-swing, ISw – initial swing, MSw – mid swing, TSw – terminal swing (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.2.2 M. tibialis anterior

M. tibialis anterior (TA) odstupuje z proximálních dvou třetin laterální plochy tibie, přilehlé části membrana interossea a z fascia cruris. V distální třetině bérce přechází svalové bříško ve šlachu a pokračuje pod retinaculum musculorum extensorum mediálně, kde se z plantární strany upíná na os cuneiforme mediale a bazi I. metatarsu. M. TA je inervován n. fibularis profundus z kořenu L4. Z hlediska průřezu svalového bříška je považován za nejsilnější dorzální flexor hlezenního kloubu a uplatňuje se rovněž při supinaci nohy (Basmajian & De Luca, 1985; Čihák, 2011; Perry & Burnfield, 2010; Travell & Simons, 1998).

Vrcholu aktivity dle EMG křivky dosahuje m. TA zejména při počátečním kontaktu paty se zemí, který s mírným poklesem přetrvává po celou fázi reakce na zatížení. K tomu dochází v důsledku excentrické práce svalu, pomocí které brzdí m. TA pokládání chodidla na zem. V druhé polovině fáze reakce na zatížení převládá koncentrická kontrakce svalu, která posouvá tibii vpřed. Ve středu stojné fáze, přibližně v 13 % chůzového cyklu, dochází k rychlému poklesu aktivity a relaxaci svalu (Perry & Burnfield, 2010).

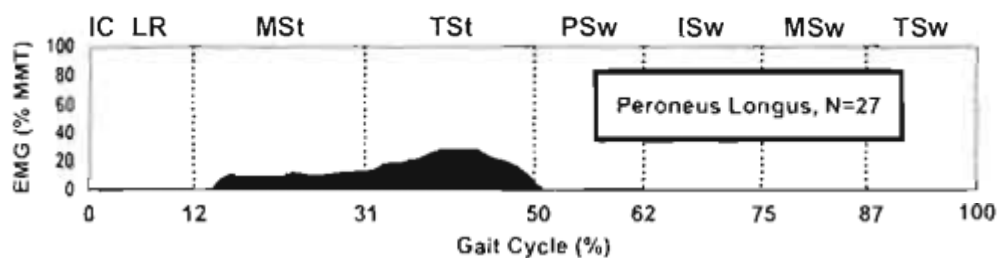
V předšvihové fázi zpomaluje m. TA plantární flexi hlezna. Druhý vrchol EMG aktivity svalu se objevuje ve fázi počátečního švihu, kdy dochází k aktivní dorzální flexi hlezna. Ve středu švihové fáze se aktivita m. TA mění v izometrickou a její hodnota se snižuje. V této fázi se sval může dokonce jevit jako elektricky němý. V následné fázi konečného švihu izometrická aktivita opět vzrůstá s cílem udržení nulového postavení v hleznu a supinace nohy pro nadcházející úder paty o zem (Basmajian & De Luca, 1985; Di Nardo, Mengarelli, Maranesi, Burattini, & Fioretti, 2015; Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010; Travell & Simons, 1998).



Obrázek 12. Černá křivka znázorňuje průměrnou intenzitu svalové aktivity a timing zapojení m. TA při chůzi. Intenzitu tvoří procentuální maximum hodnoty naměřené při manuálním svalovém testu (MMT). Vysvětlivky viz Obrázek 11 (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.2.3 M. peroneus longus

M. peroneus longus (PL) začíná na hlavičce fibuly a proximálních dvou třetinách laterální plochy fibuly. V distální třetině fibuly se svalové břicho mění na šlachu, která se stáčí kolem laterálního kotníku a pod chodidlo. Zde se upíná z plantární strany na os cuneiforme mediale a bazi I. metatarsu. Inervaci zajišťuje n. fibularis superficialis z kořenů L5–S1. M. PL pronuje a plantárně flektuje nohu. Aktivita svalu se objevuje ve středu stojné fáze v cca 15 % chůzového cyklu, kdy m. PL stabilizuje hlezno. Zdaleka největší nárůst aktivity při chůzi vykazuje ve fázi konečného stoje při stabilizaci subtalárního a transverzotarsálního kloubu (Basmajian & De Luca, 1985; Čihák, 2011; Perry & Burnfield, 2010; Travell & Simons, 1998).



Obrázek 13. Černá křivka znázorňuje průměrnou intenzitu svalové aktivity a timing zapojení m. PL při chůzi. Intenzitu tvoří procentuální maximum hodnoty naměřené při manuálním svalovém testu (MMT). Vysvětlivky viz Obrázek 11 (Perry & Burnfield, 2010).

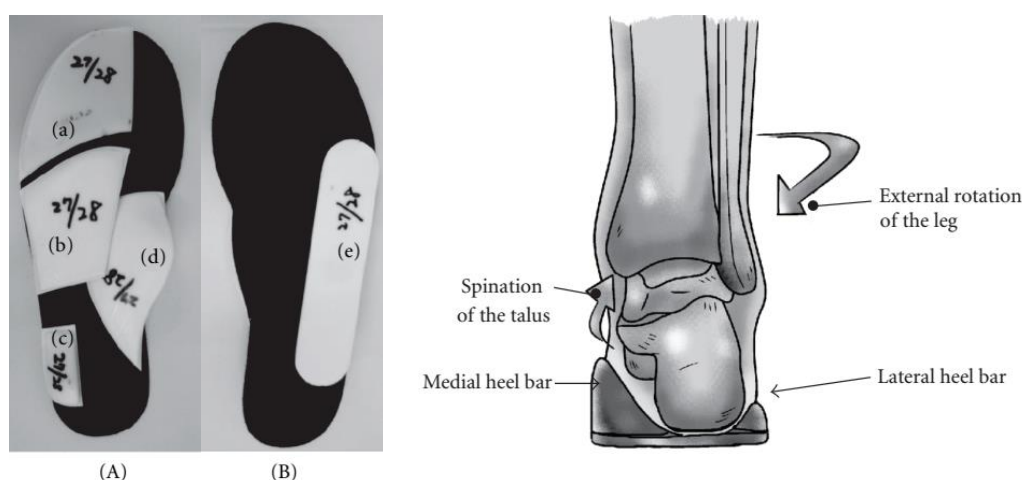
2.3.3 Studie na téma vlivu senzomotorických stélek na chůzový cyklus

Ačkoliv je spektrum indikací pro léčbu senzomotorickými stélkami (SMS) u jednotlivých výrobců poměrně široké, studií prokazujících jejich účinnost lze v dostupné literatuře nalézt velmi málo. Hafkemeyer et al. (2002) zkoumali změnu chůze u paraplegických pacientů při chůzi naboso, v obuvi bez SMS a v obuvi se SMS. Při chůzi v botách se stélkami i bez nich došlo oproti chůzi naboso k prodloužení stojné fáze a fáze počátečního kontaktu. Autoři nicméně nezjistili signifikantní rozdíl mezi chůzí v botách se stélkami a bez nich.



Obrázek 14. SM stélky používané u paraplegických pacientů (Hafkemeyer et al., 2002, upraveno).

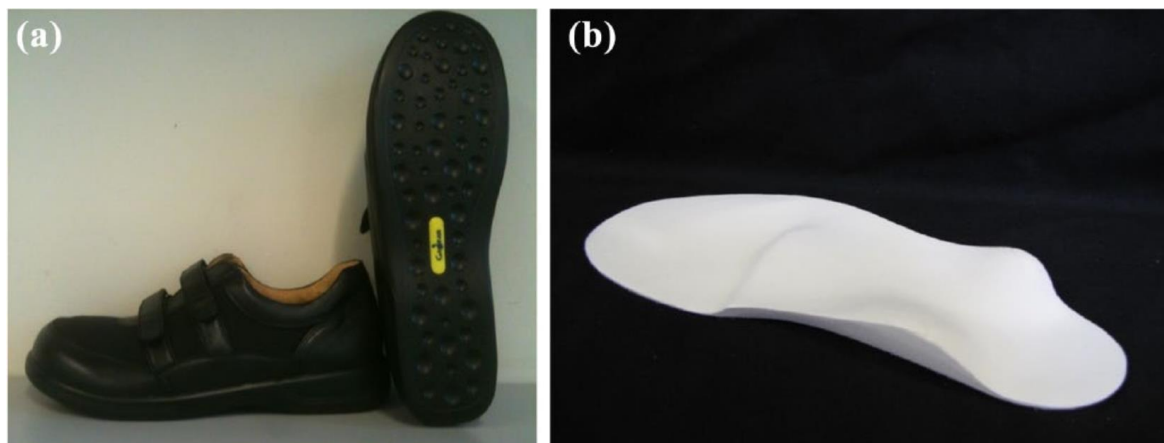
Mabuchi et al. (2012) uskutečnili studii zabývající se vlivem SM stélek na parametry dětské chůze tzv. špičkami dovnitř (intoeing gait). Do studie bylo zařazeno šest pacientů s pes equinovarus congenitus a čtyři pacienti s idiopatickou chůzí špičkami dovnitř různé strukturální etiologie. Všichni účastníci byli měřeni přístrojem VICON pro 3D kinematickou analýzu při chůzi ve shodných botách bez a následně se SM stélkami. Výsledky prokázaly významné snížení vnitřní rotace femuru ve fázi reakce na zatížení a fázi konečného švihů a také snížení vnitřní rotace tibie ve středu stojné fáze a ve fázi konečného stoje při chůzi se SM stélkami. Při chůzi se SM stélkami se rovněž výrazně prodloužila délka kroku a zvýšila celková rychlost chůze.



Obrázek 15. SM stélka s jednotlivými elementy shora (A), zespoda (B). Zcela vpravo je zobrazena předpokládaná funkce mediálního a laterálního patního elementu (Mabuchi et al., 2012, upraveno).

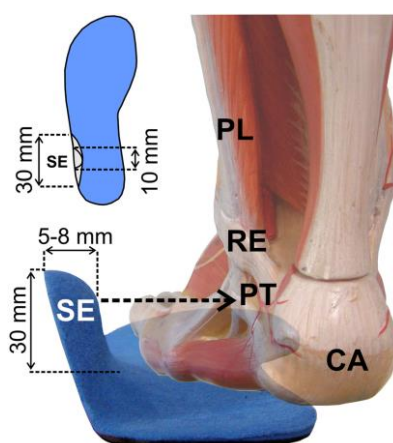
Wegener et al. (2015) ve své studii zkoumali vliv SM stélek na parametry chůze a svalovou aktivitu u pacientů s onemocněním Charcot-Marie-Tooth. Celkem deset účastníků studie bylo měřeno nejprve bez SM stélek a poté po čtyřech týdnech jejich nošení. Při chůzi vlastní rychlostí po 12metrovém chodníku byla měřena místně-časová, kinematická, kinetická data a svalová aktivita povrchovou elektromyografií (m. GM, m. TA, m. PL, m. vastus lateralis, m. soleus). Studie ukázala, že SM stélky u pacientů s Charcot-Marie-Tooth zvyšují plantární flexi v hlezenním kloubu, pronaci předonoží a zánoží. Nošení SM stélek vede na základě výsledků také k mírnému ale statisticky významnému nárůstu vnitřní rotace v kyčelním a kolenním kloubu a zvýšení tlaku pod patou, středonožím a prstci. Elektromyografické měření statisticky významné změny neprokázalo. Pacienti subjektivně vnímali SM stélky jako komfortnější a uváděli lepší tlumení nárazů a stabilitu při chůzi. Autoři považují SMS

pro pacienty s touto diagnózou za účinné, a to především z hlediska jejich biomechanického efektu, ne z hlediska jejich proprioceptivního působení.



Obrázek 16. (a) Typ jednotné obuvi, (b) SM stélka používaná ve studii u pacientů s Charcot-Marie-Tooth (Wegener et al., 2015).

Vliv SM stélek na aktivitu m. PL v porovnání s m. TA ve stejné fázi chůzového cyklu zkoumali (Ludwig et al., 2016) pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Této randomizované dvojitě zaslepené cross-over studie se zúčastnilo 32 zdravých probandů, kteří absolvovali měření při chůzi bez SM stélek, se SM stélkami od firmy Springer a s kontrolními stélkami bez SM elementů. Na SM stélkách byl připevněn konvexně zaoblený boční element (lateral wedge) tak, aby se dotýkal kůže přesně v místě šlachy m. PL. Výsledky prokázaly významně vyšší aktivitu m. PL při chůzi se SM stélkami ve fázi reakce na zatížení, ve středu stejné fáze a ve fázi konečného stoje (15–50 % chůzového cyklu). V dalších fázích chůzového cyklu se aktivita m. PL ani m. TA nezvýšila (Ludwig, Quadflieg, & Koch, 2013; Ludwig et al., 2016).



Obrázek 17. SM stélka s konvexně zaobleným laterálním elementem pro stimulaci m. PL (Ludwig et al., 2016).

Dankerl et al. (2014) ve své studii srovnávali šest různých posturálních situací (např. habituální postura, elevace jedné DK, stoj s depresí mandibuly apod.) se SM stélkami MedReflexx a bez nich. Rastrografické zhodnocení postury prokázalo při stoji se SM stélkami vznik okamžitých posturálních změn, jakými byly náklon trupu, zakřivení bederní a krční páteře, sklon pánve, torze pánve, laterální deviace křivky páteře.



Obrázek 18. SM stélka MedReflexx užívaná ve studii. Tuto stélku lze dokorigovat celkem 9 variantami různých vypodložení (Dankerl et al., 2014).

2.4 Povrchová elektromyografie

Povrchová poleyelektromyografie (surface electromyography = SEMG) je neinvazivní vyšetřovací metoda, pomocí které lze snímat, zaznamenávat a analyzovat myoelektrické signály, a tím objektivizovat neuromuskulární činnost svalu. Oproti jiným elektromyografickým technikám je prioritou SEMG funkční (kineziologická) analýza, která umožňuje hodnotit velikost svalové aktivity, čas a následnost zapojení svalů (timing) či svalovou únavu. SEMG je proto vhodná k vyšetření pohybu jakožto funkce a jeho změn za fyziologických či patologických podmínek. V rehabilitaci nachází SEMG své využití při objektivním hodnocení terapie nebo přímo jako součást terapie založené na principu okamžité biologické zpětné vazby (biofeedback). SEMG se dále využívá například v experimentální kineziologii či sportovní medicíně (Basmajian & De Luca, 1985; Criswell, 2010; De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011; Türker & Sözen, 2013).

Principem SEMG je snímání akčních potenciálů aktivních motorických jednotek, které se elektricky zobrazují na kůži nad svalem. Zdrojem těchto myoelektrických signálů je transmembránový proud na úrovni sarkolemy, který je elektrickým ekvivalentem změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci. Záznam EMG signálu se nazývá elektromyogram (Basmajian & De Luca, 1985; Kamen & Gabriel, 2010; Kirtley, 2006; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Snímání bioelektrických signálů v SEMG probíhá neinvazivně pomocí povrchových elektrod. Zatímco jehlové elektrody zavedené přímo do svalového bříška umožňují zaznamenání akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek při krátce trvajících pohybech, povrchovými elektrodami lze měřit aktivitu motorických jednotek z několika povrchových svalů současně při téměř jakékoliv pohybové aktivitě. Vyhodnocením výsledného signálu SEMG je proto možné efektivněji hodnotit komplexní mechanismy strategie pohybové kontroly (Criswell, 2010; Kirtley, 2006; Krobot & Kolářová, 2011; Latash, 2008).

V současnosti se pro záznam motorické aktivity svalu upřednostňuje technika bipolárního snímání. Tato technika se skládá ze dvou elektrod uložených na kůži a jedné referenční elektrody umístěné na místě s co možná nejmenší elektrickou aktivitou. Bipolární snímání signálu redukuje vliv elektromagnetických polí na výsledný EMG záznam, jelikož k oběma elektrodám dorazí tento nežádoucí signál se stejnou fází. Výsledný bipolární signál je poté zesílen v diferenciálním zesilovači a představuje potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami v daném okamžiku (Basmajian & De Luca, 1985; Kamen & Gabriel, 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

Výsledný neupravený (tzv. surový) EMG signál z elektrod je vysílán do vyhodnocovací jednotky pomocí kabelů nebo telemetricky na několikametrovou vzdálenost. V současnosti se upřednostňuje telemetrický přenos z důvodu zřejmých benefitů bezdrátového měření (Kamen & Gabriel, 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

2.4.1 Faktory ovlivňující výsledný EMG signál

Výsledný EMG signál ovlivňují vnější i vnitřní faktory. Vnitřní faktory nelze vlastním snímáním příliš ovlivnit, jelikož vycházejí z anatomických, fyziologických a biomechanických vlastností svalu v průběhu kontrakce. Vnější faktory naopak ovlivnit lze a je zapotřebí jim v průběhu vlastního měření věnovat pozornost pro získání maximálně kvalitního EMG signálu (Basmajian & De Luca, 1985; De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

K vnitřním faktorům se řadí typ, průměr, počet a míra prokrvení snímáných svalových vláken a jejich umístění vůči elektrodě. Dále mezi ně spadá tzv. cross-talk, který označuje nežádoucí snímání myoelektrických signálů z okolních svalů, jež nejsou předmětem měření, a může tvořit až 10–15 % zaznamenaného signálu. Ačkoliv se cross-talk řadí do kategorie vnitřních faktorů, lze jeho dopad na výsledný EMG signál minimalizovat výběrem vhodné elektrody a jejím korektním umístěním. V měření SEMG se za účelem redukce cross-talk nejlépe osvědčila dvojitá diferenciální konfigurace elektrod. Obdobně může EMG signál zkreslovat elektrická aktivita jiných tkání, např. srdeční potenciály. Kvalitu EMG měření

ovlivňují také vlastnosti tkání mezi elektrodou a snímaným svalem, jakými jsou kupříkladu tloušťka tukové vrstvy v podkoží či kožní odpor (Basmajian & De Luca, 1985; De Luca, 1997; Kamen & Gabriel, 2010; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

Vnější faktory do velké míry určují kvalitu výsledného EMG signálu. Klíčové je správné uložení elektrod, které by mělo být nad nejširším místem svalového bříška, paralelně s průběhem svalových vláken a s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken. Jako optimální je uváděna velikost elektrody o délce 1 cm a šířce 1 mm. Elektrody by měly být umístěny v co nejmenší vzdálenosti od sebe (cca 1 cm) pro snížení rizika cross-talk. Ideálního kontaktu elektrod s kůží je dosaženo jejím předchozím očištěním alkoholovým roztokem z důvodu snížení kožního odporu pod elektrodou. V průběhu měření je nezbytné zamezit vzniku externího šumu, který vzniká narušením elektromagnetického pole v okolí měřeného probanda např. externími elektronickými přístroji nebo pohybovými artefakty (Basmajian & De Luca, 1985; De Luca, 1997; Kamen & Gabriel, 2010; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

2.4.2 Limity EMG měření

Úskalím povrchové elektromyografie je variabilita pohybové aktivity jedince. Při opakování téhož pohybu totiž nikdy nedojde k zcela stejnému náboru motorických jednotek, čímž se mění i snímané akční potenciály. S tím souvisí těžko ovlivnitelná svalová ko-kontrakce, při níž pokaždé dochází k jiné distribuci elektrické aktivity v dané svalové skupině. Tuto variabilitu můžeme do určité míry ošetřit standardizováním podmínek měření, ale přesto ji zcela odstranit nelze (Criswell, 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

Kvalitu snímání myoelektrických signálů při dynamické pohybové aktivitě limituje také relativní pohyb elektrody na kůži vůči snímanému svalu pod ní. V průběhu koncentrické a excentrické kontrakce svalu dochází ke změně objemu svalu či napětí kůže, které mohou zapříčinit vznik pohybových artefaktů. Výsledný EMG záznam a jeho validitu dále ovlivňuje potivost, individuální uložení elektrod a také možný dopad umístění elektrod na změnu pohybového stereotypu jedince (Criswell, 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

2.4.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Surový EMG záznam představuje nezpracovaný signál interferujících akčních potenciálů tak, jak byl zaznamenán elektrodami. Ze surového záznamu lze odečíst, zda je sval aktivní či nikoliv, a umožňuje základní porovnání míry svalové aktivity v závislosti na testované

činnosti. Základní linii (baseline), která je pro základní interpretaci signálu klíčová, charakterizuje tolerovaný šum do velikosti 10–15 μV , který se v EMG záznamu může objevit. V základní linii lze pozorovat klidové svalové napětí, které je závislé na výchozí postuře a excitabilitě svalů probanda, viditelné jakožto asynchronní výboje motorických jednotek. Obdobně lze pozorovat pohybové artefakty a okolní šumy (Kamen & Gabriel, 2010; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

Pro kvalitní a detailnější rozbor dat z naměřeného signálu je zapotřebí surový zesílený EMG záznam dále zpracovat pomocí frekvenční či amplitudové analýzy. Pohybové artefakty v surovém EMG dosahují nízkofrekvenčních hodnot kolem 0–10 Hz. Aplikace vysoce průchodného frekvenčního filtru (high-pass filtering) tyto pohybové artefakty významně redukuje tím, že do výsledného zpracovaného EMG záznamu začlení pouze hodnoty nad hranicí 10–40 Hz. Obdobně funguje nízko průchodné filtrování (low-pass filtering), které odstraňuje chybné příliš vysoké frekvence nad 500 Hz vzniklé v důsledku zkreslení při konvertování analogových dat na digitální (Kamen & Gabriel, 2010; Kirtley, 2006; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

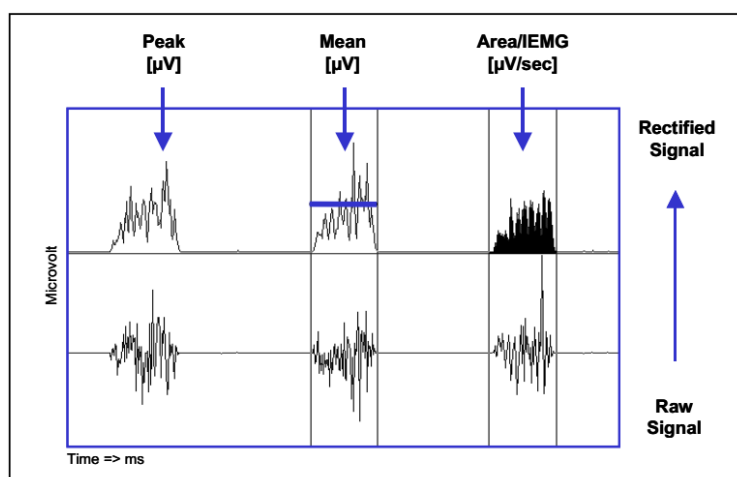
Původně bifázický EMG záznam můžeme dále rektifikací a následným vyhlazením zpracovat do přehledné lineární křivky. Rektifikací označujeme matematickou úpravu, při které jsou negativní hodnoty surového záznamu eliminovány (half wave rectification) nebo převedeny do absolutních hodnot (full wave rectification). Vyhlazení či obálkování (smoothing, enveloping) slouží k odstranění odchylek mezi vysokofrekvenčními amplitudami signálu, které vznikly v důsledku ojedinělých, tj. nereprezentativních, synchronních výbojů motorických jednotek. Tím se zvyšuje reliabilita výsledného EMG záznamu. K vyhlazení EMG záznamu do lineární křivky se nejčastěji užívají algoritmy: (1) zprůměrování hodnot ve vybraném časovém intervalu (AVR – average rectified value, MOVAG – moving average), (2) střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square) (Kamen & Gabriel, 2010; Kirtley, 2006; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

Tzv. normalizace EMG záznamu představuje vztažení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě a slouží k porovnání výsledků opakovaných měření mezi různými svaly či subjekty. K této kvantifikaci EMG křivky se užívají parametry různého charakteru: amplitudové, frekvenční, časové (Kamen & Gabriel, 2010; Kirtley, 2006; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

Tabulka 3

Vybrané amplitudové parametry kvantifikace EMG signálu (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

Peak	vrchol dané křivky, tj. maximum amplitudy signálu
Average Peak	průměr z 10 nejvyšších hodnot vrcholů dané křivky
Mean	průměrná hodnota amplitudy
Area (IEMG)	tzv. integrované EMG označuje plochu pod EMG křivkou v určité analyzované periodě
Input	procentuální hodnota. Vypočítává se ze součtu průměrných hodnot amplitudy (mean) ze všech analyzovaných signálů, který představuje 100 %. Pro každý signál je poté vypočítáno procentuální vyjádření aktivity každého snímaného svalu



Obrázek 19. Standardní amplitudové parametry Peak, Mean, Area. Ve spodní části je zobrazen surový EMG signál, v horní části je shodný signál po rektifikaci (Konrad, 2005).

2.4.4 Hodnocení časové posloupnosti náboru svalů

Vyhodnocení výsledného EMG záznamu může poskytnout informaci o počátku (onset) a konci (offset) aktivity svalu. Pro celkové zhodnocení sekvence zapojování (timing) jednotlivých svalů je nezbytné určit aktivační hodnotu (threshold), od níž bude sval považován za aktivní. Existuje vícero způsobů, jak tuto prahovou hodnotu určit. Nejčastěji se užívá výpočet směrodatné odchylky základní linie před aktivací svalu, která je násobena dvěma či třemi. Pokud svalová aktivita překročí dvojnásobnou nebo trojnásobnou hodnotu směrodatné odchylky, tak lze sval označit jako aktivní. Vzhledem k tomu, že tuto hodnotu mohou snadno

překročit i ojedinělé spontánní vzruchy, doporučuje se stanovit minimální délku trvání, po kterou se EMG signál konstantně drží v dvojnásobné či trojnásobné hodnotě směrodatné odchylky, na 20–50 ms. Timing svalů se vždy určuje ze zpracovaného EMG signálu a pro reliabilitu a validitu výsledků je zapotřebí eliminovat cross-talk a pohybové artefakty dodržováním výše uvedených zásad měření (De Luca, 1997; Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv jednotlivých SM elementů SMS na aktivitu svalů m. GM, m. TA, m. PL při chůzi bez a se SM elementy pomocí analýzy signálu povrchové EMG.

3.2 Dílčí cíle

1. Zhodnotit rozdíl svalové aktivity dle parametru „Mean“ a „Area“ m. GM při chůzi se stélkou se SM elementy v porovnání s chůzí bez SM elementů.
2. Zhodnotit rozdíl svalové aktivity dle parametru „Mean“ a „Area“ m. TA při chůzi se stélkou se SM elementy v porovnání s chůzí bez SM elementů.
3. Zhodnotit rozdíl svalové aktivity dle parametru „Mean“ a „Area“ m. PL při chůzi se stélkou se SM elementy v porovnání s chůzí bez SM elementů.

3.3 Výzkumné otázky

S ohledem na stanovené cíle práce byly definovány 3 následující výzkumné otázky, z nichž každá byla rozdělena na 2 podotázky.

V₁: Jak se změní aktivita m. GM při chůzi se stélkou se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₁ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. GM při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₁ b) Jak se změní hodnota parametru „Area“ m. GM při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₂: Jak se změní aktivita m. TA při chůzi se stélkou se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₂ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. TA při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₂ b) Jak se změní hodnota parametru „Area“ m. TA při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₃: Jak se změní aktivita m. PL při chůzi se stélkou se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₃ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. PL při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₃ b) Jak se změní hodnota parametru „Area“ m. PL při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru bylo zařazeno celkem 11 probandů z řad studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP). Kompletní a dostatečně kvalitní EMG data se podařilo naměřit u 6 z nich. Tento výsledný výzkumný soubor sestával ze 4 mužů a 2 žen (průměrný věk $22,1 \pm 2$ roky, hmotnost $67,11 \pm 6,15$ kg, výška $173,65 \pm 9,91$ cm). Účastníci byli před zařazením do výzkumného souboru seznámeni s průběhem studie, což stvrdili podpisem informovaného souhlasu (Příloha 2 a 3). Probandi dále vyplnili anamnestický dotazník (Příloha 4) a podrobili se vyšetření ověřující splnění kritérií pro účast ve studii.

Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem 63/2016 jako součást výzkumného projektu s názvem „Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze a deformity v oblasti nohy“ (Příloha 1).

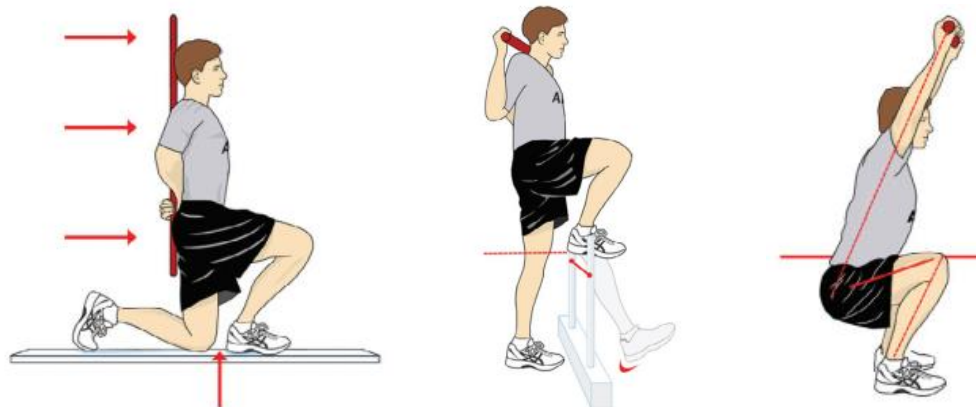
4.2 Vstupní vyšetření

Vyšetření probandů fyzioterapeutem se uskutečnilo v březnu a dubnu roku 2017 v laboratořích FTK UP. Podrobilo se mu celkem 53 přihlášených jedinců, z nichž 11 splnilo následující kritéria:

- a) Věk 18 a více let;
- b) Absence závažných vrozených a získaných patologií nervového a muskuloskeletálního systému;
- c) Absence bolestí DKK (akutních i chronických trvajících déle než 3 měsíce), pánve, a/nebo bederní páteře;
- d) Absence operací a závažných úrazů DKK, v oblasti pánve a/nebo bederní páteře;
- e) Absence aktuálně probíhající léčby ortopedickými stélkami a/nebo ortézami;
- f) Absence závažných deformit prstců;
- g) Absence nestability talokrurálních ligament;
- h) Dosažení skóre 2 a více bodů ze tří funkčních testů dle hodnocení Functional Movement Screen (FMS);
- i) Maximální odchylka proximálního článku I. prstce od osy I. metatarsu v metatarsophalangeálním kloubu $\pm 6^\circ$;
- j) Normální výška mediálního oblouku podélného klenutí nohy dle indexu Chippaux-Šmiráka.

Vyšetření zahrnovalo ověření anamnestických informací a zkoušku intaktnosti talokrurálních ligament provedené pomocí Talar tilt testu, jehož výsledky musely být pro zařazení do výzkumu negativní. Dále proběhlo základní antropometrické měření (výška probanda s uniformní obuví a bez ní, tělesná hmotnost, funkční délka DKK; šířka kolenního, hlezenního kloubu bilaterálně (měřena posuvným měřidlem), vzdálenost mezi SIAS (měřena pelvimetrem)) a také zkouška 2 vah. Probandi podstoupili orientační hodnocení třemi funkčními testy z metodiky FMS (Obrázek 20), v nichž bylo potřeba dosáhnout 2 a více bodů z každé zkoušky. Úhel palce, délka otisku nohy, šířka předonoží, orientační typ nohy z hlediska výšky klenby, a index Chippaux-Šmiráka byl hodnocen na základě podogramového otisku (měřeného při zvednutí ze sedu do stoje a zpět) dle metodiky Tománkové, Přidalové a Gáby (2015).

Vyšetření jednoho probanda trvalo kolem 30 minut a prováděl jej vždy stejný fyzioterapeut v prostorách Katedry přírodních věd v kinantropologii Univerzity Palackého v Olomouci. Všechna uvedená vyšetření byla provedena pro obě DKK. Získané informace byly zaznamenány do vyšetřovacího protokolu (Příloha 5), jehož součástí bylo i zaznačení otlaků chodidel a uvedení velikosti uniformní obuvi, která byla následně používána při měření.



Obrázek 20. Vybrané funkční zkoušky z baterie testů FMS. Zleva výpad s chodidly v zákrytu (In-line lunge), překročení přes překážku a návrat zpět (Hurdle step), hluboký dřep (Deep squat) (Teyhen et al., 2012).

4.3 Příprava na měření

4.3.1 Technické podklady měření a umístění elektrod

Měření se uskutečnila v prostorách Laboratoře pro diagnostiku pohybového aparátu na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci v květnu, červnu a listopadu 2017. Účastnili se jich vždy stejní pracovníci, proběhla jednorázově a trvala přibližně 90 minut.

K záznamu EMG signálů byly použity bezdrátové elektrody zařízení Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Snímání EMG signálů probíhalo současně s měřením kinematických parametrů optoelektronickým systémem Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie), jehož výsledky sloužily účelům jiného výzkumu. Synchronizace obou zařízení proběhla skrz analogový vstup. Vzorkovací frekvence pro EMG přístroj a silové plošiny byla nastavena na 2000 Hz a pro Vicon MX na 200 Hz.

Délka chodníku, po kterém probandi chodili, byla 10 m. Jeho součástí byly dvě silové plošiny Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko) určené k detekci zahájení a ukončení chůzového cyklu.

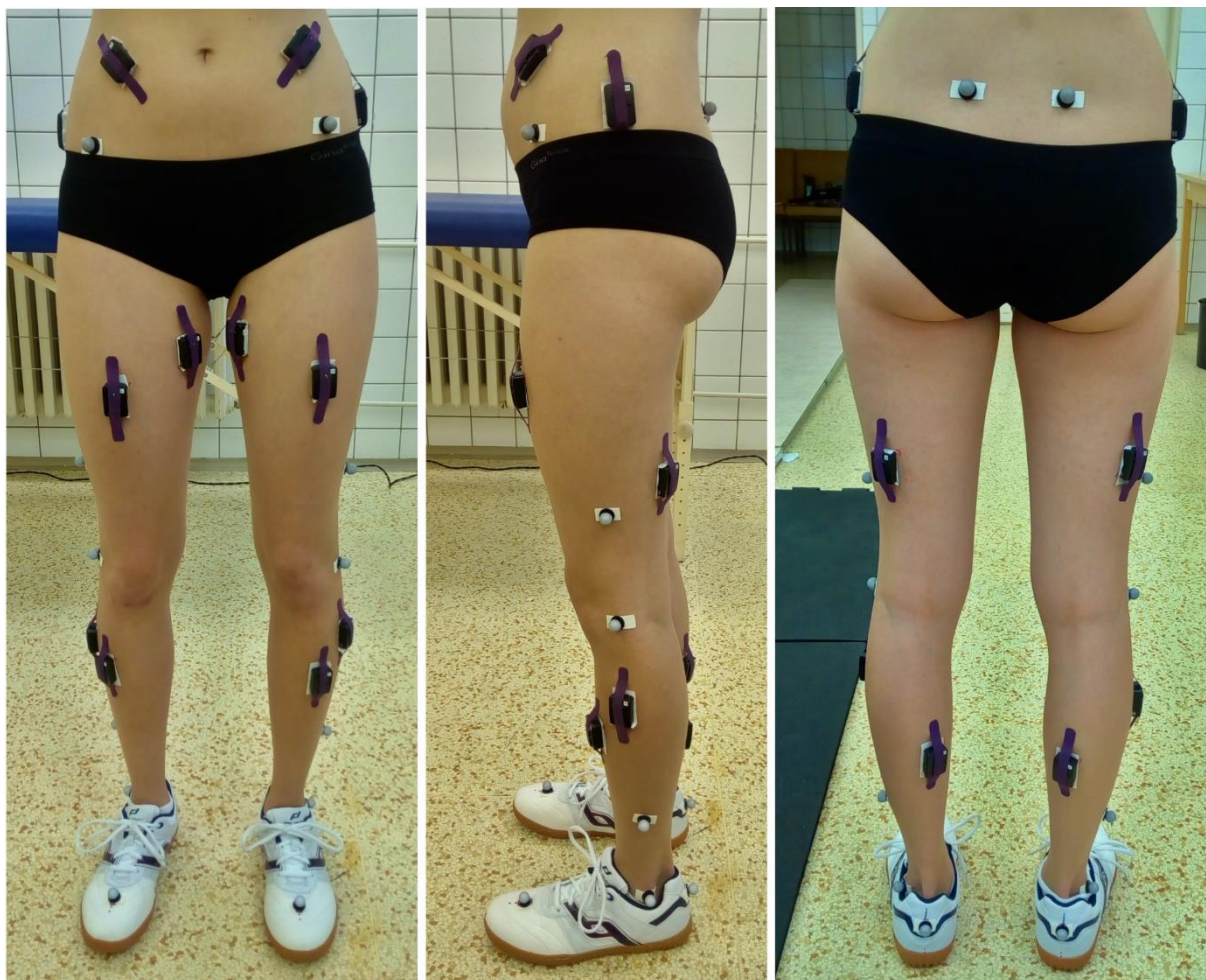


Obrázek 21. Elektromyografický přístroj Trigno™ Lab a bezdrátové elektrody o rozměrech 26 x 37 x 15 mm (Delsys, 2018, upraveno).

Pro potřeby této práce byly na obou DKK snímány EMG signály ze svalů: m. GM, m. TA, m. PL. EMG záznam byl naráz pořizován nejen z těchto tří svalů, ale i z dalších svalů DKK a svalů břišních (Obrázek 22), jejichž data byla získávána pro účely jiné studie.

Před nalepením elektrod byla daná oblast kůže oholena, očištěna alkoholovým roztokem a řádně osušena. Bezdrátové elektrody byly aplikovány dle doporučení SENIAM (2018) za pomoci oboustranně lepicí pásky na kůži nad nejširší oblast svalového břicha jednotlivých svalů tak, aby páska nezamezovala kontaktu senzorů elektrod s kůží. U některých probandů

byly v odůvodněných případech (vysoká potivost aj.) elektrody navíc zevně fixovány úzkým pruhem kineziotapu. Elektrody nebyly po celou dobu měření přesouvány ani odstraňovány.



Obrázek 22. Umístění EMG elektrod a markerů systému Vicon MX. Elektrody jsou v tomto případě zevně fixovány kineziotapem (Kubečková, 2018).

4.3.2 Intervence senzomotorickými elementy

Ve výzkumu byla použita jednotná sportovní obuv Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT International Corporation, Bern, Švýcarsko). Měření účinků SM elementů probíhalo se zkušební sadou NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo) o tvrdosti 30 shore A. Zkušební zcela plochá stélka velikostně odpovídala velikosti uniformních bot probanda. SM elementy byly fyzioterapeutem připevňovány suchým zipem na odpovídající místo na stélce.

Předmětem výzkumu byly tyto SM elementy:

- Laterální patní (CL),
- Mediální patní (CM),

- Laterálně vyvýšený retrokapitální (RL),
- Mediálně vyvýšený retrokapitální (RM).



Obrázek 23. Jednotný typ obuvi Pro Touch Dropshot užívaný ve výzkumu (vlastní archiv autorky, 2018).



Obrázek 24. SM elementy na zkušební stélce, zleva: CL, CM, RL, RM (vlastní archiv autorky, 2018).

4.4 Postup měření

Po příchodu do laboratoře byly účastníkovi nalepeny EMG elektrody (a markery Vicon MX), které měl na sobě po celou dobu měření. Účastníci výzkumu byli měřeni ve spodním prádle s vlastními ponožkami a se zapůjčenou jednotnou obuví. Vstupní vyšetření, nalepení elektrod a upevňování SM elementů na stélky prováděl pokaždé shodný fyzioterapeut. Probandi byli nejprve měřeni při chůzi se zkušební plochou stélkou bez SM elementů, a poté vždy s jedním SM elementem v náhodně vylosovaném pořadí. Rychlost chůze si probandi určovali sami. Každá měřená chůze s jedním konkrétním SM elementem a kontrolní chůze pouze se základní stélkou byla zaznamenána v 10–15 pokusech. Měřením byl zjišťován okamžitý účinek stélky se SM elementem na svalovou aktivitu DKK. Na každou variantu stélky se SM elementem či bez něj se proband vždy adaptoval 5minutovou chůzí v laboratorní místnosti.

4.5 Zpracování a analýza EMG signálu

Na surový EMG záznam byl již v senzorech elektrod aplikován vysoce průchodný frekvenční filtr (20 ± 5 Hz) a nízko průchodný frekvenční filtr (450 ± 5 Hz) pro odstranění pohybových artefaktů. EMG analogová data záznamu chůze byla poté získána pomocí programu Vicon Nexus 1.8.5 (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie). V tomto programu byly v EMG záznamu označeny fáze počátečního kontaktu pro levou a pravou DK pomocí silových plošin a EMG záznam byl následně zkrácen na jeden chůzový cyklus. Výsledky byly posléze exportovány a sloučeny v číselném formátu do tabulek Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

Pro následnou analýzu byly vybrány vždy první tři pokusy odpovídající kvality pro levou a pravou DK pro každou z pěti podmínek (chůze bez SMS, chůze s jedním ze čtyř SM elementů). Kvalita EMG křivky byla hodnocena na základě vizuální kontroly. Kompletní a dostatečně kvalitní data se podařilo získat u 6 z původních 11 naměřených probandů.

V programu Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) byl k vyhlazení EMG křivky použit algoritmus RMS (moving window: 100 ms, overlap: 50 ms). Poté byly vypočteny parametry Mean a Area.

4.6 Statistické zpracování dat

Získaná data byla dále statisticky zpracována v programu Statistica (v. 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro zjištění statistické významnosti byly použity testy: Friedmanova

ANOVA a Kendallův koeficient shody. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$. Při zjištěné statistické významnosti byly výsledky zpřesněny Wilcoxonovým párovým testem a Bonferroniho korekcí.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumné otázce V₁

V₁ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. GM při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

Tabulka 4

Výsledky testu Friedmanova ANOVA u jednotlivých proměnných pro parametr „Mean“ u m. GM.

	M	SD
Bez SMS (μV)	35	11
CL (μV)	33	11
CM (μV)	33	10
RL (μV)	32	10
RM (μV)	33	12

Vysvětlivky: Bez SMS – bez senzomotorických stélek, CL – laterální patní SM element, CM – mediální patní SM element, RL – laterálně vyvýšený retrokapitální SM element, RM – mediálně vyvýšený retrokapitální SM element, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka.

Vzhledem ke stanovené hladině statistické významnosti na $p < 0,05$, která zde dosahuje hodnoty $p = 0,08$, nebyla prokázána statisticky významná změna v parametru „Mean“. To potvrzuje rovněž korelační koeficient $r = 0,10152$ charakterizující sílu asociace mezi aplikací SM elementu a změnou aktivity m. GM jako velmi malou. Kendallův koeficient shody o hodnotě 0,17639 ukazuje na minimální shodu ve velikosti změny parametru „Mean“ m. GM u naměřených probandů.

Z uvedených výsledků vyplývá, že chůze se SM elementy nevede ke statisticky významné změně parametru „Mean“ u m. GM oproti chůzi bez SM elementů.

V₁ b) Jak se změní hodnota parametru „Area“ m. GM při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

Tabulka 5

Výsledky testu Friedmanova ANOVA u jednotlivých proměnných pro parametr „Area“ u m. GM.

	M	SD
Bez SMS (μV)	718	232
CL (μV)	677	255
CM (μV)	672	226
RL (μV)	655	250
RM (μV)	663	259

Vysvětlivky: viz Tabulka 4.

Hodnota $p = 0,12$ je výrazně vyšší než stanovená hladina statistické významnosti, což neprokazuje statisticky významnou změnu v parametru „Area“. Velmi nízký korelační koeficient $r = 0,07576$ a Kendallův koeficient shody o hodnotě $0,15278$ tuto statistickou nevýznamnost potvrzují.

Vzhledem k hodnotám uvedeným výše nebyla prokázána statisticky významná změna parametru „Area“ u m. GM při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce V₂

V₂ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. TA při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

Tabulka 6

Výsledky testu Friedmanova ANOVA u jednotlivých proměnných pro parametr „Mean“ u m. TA.

	M	SD
Bez SMS (μV)	45	9
CL (μV)	42	6
CM (μV)	40	5
RL (μV)	42	7

RM (μV)	43	7
-------------------------------	-----------	----------

Vysvětlivky: viz Tabulka 4.

Hodnota $p = 0,001$ je výrazně nižší než stanovená hladina statistické významnosti, což poukazuje na statistickou významnost výsledků. Korelační koeficient $r = 0,31364$ je na hranici malé až střední síly asociace mezi chůzí se SM elementem a bez něj. Kendallův koeficient shody nabývá hodnoty 0,37083 znamenající malou shodu změny parametru „Mean“ u probandů.

Výsledky změny parametru „Mean“ u m. TA lze považovat za statisticky významné. Pro ověření statistické významnosti tohoto závěru byly na data aplikovány post-hoc testy: Wilcoxonův párový test, Bonferroniho korekce.

Tabulka 7

Výsledky Wilcoxonova párového testu parametru „Mean“ m. TA.

Dvojice proměnných	p
Bez SMS & CL	0,006*
Bez SMS & CM	0,0022*
Bez SMS & RL	0,3882
Bez SMS & RM	0,1579

*Vysvětlivky: Bez SMS – bez senzomotorických stélek, CL – laterální patní SM element, CM – mediální patní SM element, RL – laterálně vyvýšený retrokapitální SM element, RM – mediálně vyvýšený retrokapitální SM element, p = hladina statistické významnosti; * $p < 0,0125$, tj. statisticky významný výsledek po Bonferroniho korekci.*

Wilcoxonův párový test proměnných a následně provedená Bonferroniho korekce upravující hladinu statistické významnosti na $p < 0,0125$ prokazuje statisticky významnou změnu pro dvojice proměnných „Bez SMS & CL“ a „Bez SMS & CM“. Na základě těchto statisticky významných výsledků lze tvrdit:

- (1) Chůze s CL snižuje dle hodnoty parametru „Mean“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.
- (2) Chůze s CM snižuje dle hodnoty parametru „Mean“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.

V2 b) Jak se změnila hodnota parametru „Area“ m. TA při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

Tabulka 8

Výsledky testu Friedmanova ANOVA u jednotlivých proměnných pro parametr „Area“ u m. TA.

	M	SD
Bez SMS (μV)	884	197
CL (μV)	823	143
CM (μV)	779	147
RL (μV)	817	163
RM (μV)	846	148

Vysvětlivky: viz Tabulka 4.

Hodnota hladiny statistické významnosti $p = 0,0002$ ukazuje na statistickou významnost změny parametru „Area“ u m. TA. Statistickou významnost dále podporuje korelační koeficient $r = 0,40455$ dosahující střední síly asociace a Kendallův koeficient shody $0,45417$ charakterizující téměř poloviční shodu u naměřených probandů.

Změna parametru „Area“ u m. TA mezi chůzí bez SMS a se SM elementy je na základě výše zmíněných hodnot považována za statisticky významnou. Tento závěr byl dále ověřen pomocí post-hoc testů Wilcoxonova párového testu a Bonferroniho korekce.

Tabulka 9

Výsledky Wilcoxonova párového testu parametru „Area“ m. TA.

Dvojice proměnných	p
Bez SMS & CL	0,0186
Bez SMS & CM	0,0022*
Bez SMS & RL	0,0342
Bez SMS & RM	0,0995

Vysvětlivky: viz Tabulka 7.

Wilcoxonův párový test proměnných a navazující Bonferroniho korekce upravující hladinu statistické významnosti na $p < 0,0125$ ukazuje statisticky významnou změnu pro dvojici proměnných „Bez SMS & CM“. Na základě těchto statisticky významných výsledků lze tvrdit:

- (1) Chůze s CM snižuje dle hodnoty parametru „Area“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce V₃

V₃ a) Jak se změní hodnota parametru „Mean“ m. PL při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

V₃ b) Jak se změní hodnota parametru „Area“ m. PL při chůzi se SM elementy oproti chůzi bez SM elementů?

Vizuální kontrola EMG záznamu všech měření m. PL prokázala, že jsou tato data příliš nekvalitní (velké množství pohybových artefaktů). Z tohoto důvodu nebyla postoupena dalšímu zpracování. Výše uvedená výzkumná otázka a dvě podotázky proto nemohly být zodpovězeny.

6 DISKUZE

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit účinky jednotlivých SM elementů na svalovou aktivitu m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior a m. peroneus longus při chůzi. K tomuto účelu byl vybrán výzkumný soubor asymptomatických dospělých osob. Jednalo se o pilotní výzkum zjišťující okamžitý účinek jednoho ze SM elementů na svalovou aktivitu vybraných svalů DK při chůzi v porovnání s chůzí bez SM elementů. Pro účely výzkumu byly vybrány čtyři SM elementy výrobce NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo): laterální patní element, mediální patní element, laterálně vyvýšený retrokapitální element a mediálně vyvýšený retrokapitální element.

Realizovaných studií zabývajících se účinkem SM stélek na svaly DKK je v současnosti velmi málo. Wegener et al. (2015) například pomocí SEMG porovnávali změnu svalové aktivity m. vastus lateralis, m. GM, m. TA, m. PL a m. soleus při chůzi bez SM stélek a následně po čtyřech týdnech jejich nošení u pacientů s onemocněním Charcot-Marie-Tooth. SM stélky sestávaly z mediálně vyvýšeného elementu pod předonožím, elementu pod os cuboideum určený k vytváření tlaku na šlachy peroneálních svalů a elementu s vrcholem pod os naviculare za účelem tlaku na šlachy m. tibialis posterior (tj. obdoba mediálně vyvýšeného retrokapitálního elementu, laterálního a mediálního patního elementu NovaPED Sensosystem z této diplomové práce). Studie neprokázala statisticky významné změny u žádného z naměřených svalů.

Výsledky této diplomové práce nevykázaly statisticky významné změny u m. GM, čímž se shodují se studií autorů Wegener et al. (2015). Tito autoři nicméně upozorňují, že neuropatie pacientů s Charcot-Marie-Tooth mohla významně ovlivnit naměřené hodnoty.

Vzhledem k teoretickým východiskům funkce SM stélek dle Fischera (2008) by k ovlivnění svalové aktivity m. GM mělo dojít aplikací cíleného tlaku na jeho šlachy. Takový senzomotorický element ale NovaPED Sensosystem nenabízí a žádný z testovaných SM elementů nebyl v kontaktu s Achillovou šlachou. Tlak na tuto šlachy by při chůzi současně velmi pravděpodobně způsoboval nežádoucí nociceptivní dráždění. Na tomto základě by žádný ze čtyř SM elementů neměl přímo ovlivňovat aktivitu m. GM. Výsledky této diplomové práce, studie Wegener et al. (2015) a teoretických východisek Fischera (2008) lze proto považovat za konzistentní.

Ludwig et al. (2016) uskutečnili výzkum zaměřený na účinek laterálního SM elementu na aktivitu m. PL a m. TA při chůzi pomocí SEMG u asymptomatických dospělých osob. Tito autoři porovnávali okamžitý účinek tohoto elementu na aktivitu m. PL, která měla být ovlivněna vyvíjeným tlakem vrcholu elementu na jeho šlachy. Svým tvarem a umístěním byl tento

element podobný laterálnímu patnímu elementu NovaPED Sensosystem užívaného v této práci. EMG záznam m. TA zde sloužil jako kontrolní pro m. PL. Porovnávaným naměřeným EMG parametrem u obou svalů při chůzi bez a se SM elementem byla hodnota „Area“. Měření probíhalo v jednotné obuvi. Výsledky prokázaly signifikantně vyšší aktivitu m. PL dle parametru „Area“ ve stejné fázi chůzového cyklu se SM elementem ($p < 0,001$) oproti chůzi bez SM elementu. Statisticky významné změny u m. TA nebyly zaznamenány v žádné fázi chůzového cyklu. Nejvyšší vrchol aktivity m. PL při chůzi se SMS byl zaznamenán ve fázi reakce na zatížení a středu stejné fáze, což autoři přičítají laterálnímu SM elementu.

Pokud testovaný laterální patní SM element z výzkumu Ludwiga et al. (2016) skutečně zvyšuje aktivitu pouze m. PL a hodnoty m. TA nedosahují statisticky významných změn, pak je tento závěr v rozporu se zjištěním této diplomové práce. V našem výzkumu způsobil CL element statisticky významné změny u m. TA v parametru „Mean“ ($p = 0,006$). CL element podle výsledků této diplomové práce snižuje aktivitu m. TA. Jestliže SMS fungují na základě cílené aferentní stimulace šlachy konkrétního svalu, pak by CL element v našich výsledcích neměl ovlivňovat nebo snižovat aktivitu m. TA. Příčinou odlišných výsledků může být rozdílný tvar CL elementu NovaPED Sensosystem a laterálního patního elementu ve studii Ludwiga et al. (2016). Zatímco CL element v naší studii měří na výšku kolem 10-15 mm, výška laterálního patního elementu dosahuje jeho dvojnásobku.

Pokud je mi známo, výzkumy zkoumající účinek mediálních patních SM elementů na aktivitu m. TA v současné době neexistují. V této diplomové práci byla naměřena signifikantní změna aktivity m. TA při chůzi s CM elementem oproti chůzi bez něj dle parametru „Mean“ ($p = 0,002$) a „Area“ ($p = 0,002$). Na základě těchto výsledků lze říci, že CM element může snižovat aktivitu m. TA. Výrobce NovaPED Sensosystem přisuzuje CM elementu funkci zvyšování aktivity m. tibialis posterior, jehož šlacha je v kontaktu s tímto elementem. Šlacha m. TA ale s tímto elementem v kontaktu není nebo jen zcela minimálně. Dle teoretických východisek SMS uvedených Fischerem (2008) by proto nemělo dojít ke zvýšení jeho aktivity, což je v souladu s našimi výsledky. Na druhou stranu není zřejmé, proč CL a CM elementy shodně snižují aktivitu m. TA, když by měl být jejich předpokládaný účinek protikladný.

Kolegyně Kubečková (2018) ve své diplomové práci srovnávala vybrané úhlové parametry kloubů dolních končetin při chůzi bez a se SM elementy na základě měření shodných probandů, které probíhalo naráz se snímáním EMG signálů pro tuto práci. Kubečková (2018) na základě svých výsledků uvádí, že CM element zvyšuje maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na začátku stejné fáze. Vzhledem k tomu, že Perryová a Burnfieldová

(2010) popisují vrchol aktivity m. TA dle EMG křivky při počátečním kontaktu paty se zemí, měla by se aktivita tohoto svalu, jakožto silného dorzálního flexoru, při chůzi s CM elementem spíše zvyšovat. To je ovšem v rozporu s výsledky této práce. Lze proto uvažovat nad případnou chybou měření, která mohla tuto nekonzistenci výsledků zapříčinit. Chybovost těchto výsledků podporuje i nesoulad mezi signifikantní změnou hodnoty „Mean“ a naopak nesignifikantní změnou hodnoty „Area“.

Pro ověření účinku CM elementu a výsledků plynoucích z této diplomové práce by proto bylo vhodné realizovat EMG měření během chůze s CM elementu a snímat nejen m. TA a m. PL, ale také m. tibialis posterior. Pro záznam EMG signálu m. tibialis posterior by ale bylo nutné použít metody invazivní EMG za pomoci jehlových elektrod.

Funkce SM stélek a jejich jednotlivých elementů zůstává se zřetelem k výsledkům tohoto pilotního výzkumu neobjasněná. Z neurofyzilogického hlediska hovoří Ludwig et al. (2016) o několika způsobech, jakým by SM elementy mohly ovlivňovat aktivitu konkrétních svalů. V první řadě uvádí možnost zvýšené stimulace receptorů v kůži a podkoží SM elementem vedoucí k zmnožení podnětů přenášených aferentními drahami do CNS z oblasti nad svalem. Výsledkem by poté mohla být zpětnovazební reakce z CNS, která by zvyšovala aktivitu daného svalu. Obdobně by ke zvýšení svalové aktivity mohlo dojít stimulací kloubních receptorů v důsledku mírného přenastavení kloubů nohy (např. calcaneu patním elementem). Další variantou by mohlo být spuštění napídacího reflexu způsobené protažením šlachy konkrétního svalu SM elementem (Ganong, 2005). Ve výsledcích této diplomové práce ale na rozdíl od studie Ludwiga et al. (2016) nebyla zaznamenána žádná statisticky významná zvýšení svalové aktivity, pouze snížení. Z pohledu neurofyzilogie by bylo teoreticky možné vysvětlit tuto sníženou svalovou aktivitu při chůzi s CL elementem například inverzním napídacím reflexem. K tomu by ale bylo zapotřebí dosáhnout přílišného natažení šlachy daného svalu. S ohledem na tvar a poměrně malou výšku SM elementů se ale toto vysvětlení jeví jako velmi nepravděpodobné.

Nedostatečně kvalitní data získaná z měření m. PL sama o sobě nastiňují, že je dosah výsledků této práce limitován. Za limitující lze považovat zejména nízký počet probandů ve výzkumném souboru, který snižuje obecnou platnost výsledků. EMG záznamy nejen m. PL obsahovaly četné pohybové artefakty zapříčiněné pravděpodobně zevními podmínkami. Měření probíhalo v neklimatizované laboratoři, což zejména v květnu a červnu zvyšovalo potivost kůže u probandů. S tím souvisí i vysoká časová náročnost měření, které trvalo kolem 90 minut. Elektrody v průběhu měření současně snímaly několik dalších svalů, které nejsou předmětem této diplomové práce, jejichž umístění mohlo narušovat fyziologický chůzový

cyklus a způsobit chyby v měření. Dále byla z důvodu úspory finančních prostředků použita k připevnění elektrod na kůži oboustranná lepicí páska, která ale nebyla k tomuto účelu určena výrobcem. Právě tento postup uchycení elektrod mohl vést v konečném důsledku k vyššímu počtu zaznamenaných pohybových artefaktů.

Ačkoliv účinek SM stélek budí i přes výsledky této diplomové práce stále mnoho otázek, považuji tuto pilotní studii za velmi cennou. Bezpochyby ale bude v této oblasti potřeba dalších výzkumů k ověření a rozšíření dosavadních poznatků o nové a preciznější. Pro další studie bude mj. zapotřebí sjednotit dosud rozporuplné české názvosloví pro jednotlivé komponenty SM stélek. V současnosti jsou nazývány jako elementy, klínky či peloty bez určených rozdílů mezi těmito pojmy. Budoucí zkoumání specifických účinků SMS může rovněž komplikovat různorodost tvarů SM elementů, které se v menší i větší míře liší napříč spektrem jejich výrobců.

Pokud by se do budoucna potvrdilo, že specifický konkávní tvar SM elementů skutečně stimuluje či inhibuje aktivitu konkrétních svalů a svalových skupin, jistě by tyto stélky mohly najít uplatnění na poli fyzioterapie. Největší hypotetický přínos by SM stélky mohly přinést pacientům s poruchami chůze různé etiologie. Spastickým pacientům by SM elementy mohly dopomoci ke snížení nežádoucího svalového tonu. Pro neurologické pacienty například s polyneuropatiemi či parézou DK by nošení SM stélek mohlo znamenat zvýšení aktivity paretických svalů a usnadnění stoje a chůze. Uvažovat lze i o indikaci stélek pro poúrazové stavy. To nastínili už autoři Ludwig et al. (2016), kteří zamýšleli v případě ověření facilitačního účinku laterálního patního elementu na m. PL, jeho použití pro pacienty po distorzi hlezna.

7 ZÁVĚR

Na základě porovnání svalové aktivity vybraných svalů dolních končetin při chůzi asymptomatických dospělých osob při chůzi bez a s jednotlivými SM elementy bylo zjištěno následující:

- (1) Chůze s CL snižuje dle hodnoty parametru „Mean“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.
- (2) Chůze s CM snižuje dle hodnoty parametru „Mean“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.
- (3) Chůze s CM snižuje dle hodnoty parametru „Area“ aktivitu m. TA ve srovnání s chůzí bez SM elementů.

Vzhledem k poměrně malému výzkumnému souboru, který sestával pouze ze zdravých jedinců, by bylo vhodné realizovat další měření, která by tyto výsledky ověřily a zpřesnily. Pokud by se v budoucích výzkumech potvrdilo, že jednotlivé SM elementy skutečně facilitují či inhibují aktivitu konkrétního svalu DK, mohlo by to teoreticky znamenat přínos pro rehabilitační léčbu pacientů s onemocněním nervového i muskuloskeletálního systému.

8 SOUHRN

Diplomová práce byla realizována v rámci výzkumného projektu zkoumajícího vliv senzomotorických stélek na parametry chůze a deformity v oblasti nohy. Cílem práce bylo určit účinky jednotlivých senzomotorických elementů na svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin při chůzi u asymptomatických dospělých osob. Svalová aktivita byla snímána pomocí povrchové elektromyografie.

V teoretické části jsou shrnuty a syntetizovány dosavadní poznatky o ortopedických a senzomotorických stélkách. Práce se dále věnuje chůzovému cyklu, anatomii a deskripci zapojení vybraných svalů dolní končetiny při chůzi. Poznatky o senzomotorických stélkách dále prohlubuje kapitola o výzkumech, které byly na toto téma dosud uskutečněny. Poslední kapitola se zabývá povrchovou elektromyografií, jejími limity a faktory, které ovlivňují výsledný EMG signál.

Vstupním vyšetřením pro účast ve studii prošlo celkem 53 studentů a zaměstnanců Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Kritéria pro zařazení do výzkumu splnilo 11 probandů. Kompletní a dostatečně kvalitní EMG data se ale podařilo naměřit pouze u 6 účastníků. Tento výsledný výzkumný soubor sestával ze 4 mužů a 2 žen (průměrný věk $22,1 \pm 2$ roky, hmotnost $67,11 \pm 6,15$ kg, výška $173,65 \pm 9,91$ cm). Účastníci byli měřeni při chůzi vlastní rychlostí v jednotné obuvi se zkušební stélkou a jedním senzomotorickým elementem NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo). Každý proband byl nejprve měřen při chůzi bez senzomotorických elementů a poté vždy s jedním senzomotorickým elementem v náhodně vybraném pořadí. Měření každé testované podmínky sestávalo z 10-15 pokusů, kterým pokaždé předcházela 5minutová adaptace na danou stélku při chůzi po laboratorní místnosti. EMG signál byl snímán z m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior a m. peroneus longus pomocí Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Studie zkoumala okamžitý účinek těchto senzomotorických elementů: mediální patní element, laterální patní element, mediálně vyvýšený retrokapitální element, laterálně vyvýšený retrokapitální element.

Chůze s jednotlivými senzomotorickými elementy byla porovnáвана s chůzí bez nich pomocí hodnot EMG parametrů „Mean“ a „Area“. Z výsledků vyplývá, že chůze s mediálním patním elementem signifikantně snižuje aktivitu m. tibialis anterior dle parametru „Mean“ ($p = 0,002$) a „Area“ ($p = 0,002$) oproti chůzi bez senzomotorického elementu. Chůze s laterálním patním elementem signifikantně snižuje aktivitu m. tibialis anterior dle parametru „Mean“ ($p = 0,006$) ve srovnání s chůzí bez senzomotorických elementů. Výsledky měření

m. gastrocnemius medialis neprokázaly signifikantní změnu aktivity. Získaná data pro posouzení svalové aktivity m. peroneus longus se ukázala jako nedostatečně kvalitní, a tudíž nevhodná pro další zpracování.

9 SUMMARY

This master thesis was realized as a part of research project investigating the influence of sensorimotor insoles on gait parameters and foot deformities. The aim of this thesis was to determine effects of individual sensorimotor elements on the activity of chosen lower limb muscles during gait of asymptomatic adult individuals. Muscle activity was recorded by surface electromyography.

The theoretical part summarizes and synthesizes existing knowledge about orthopaedic and sensorimotor insoles. Then, it deals with gait cycle, anatomy and description of chosen lower limb muscle activity during gait. Moreover, the findings about sensorimotor insoles are deepened in a chapter about research done so far on this topic. Last chapter is about surface electromyography, its limitations and factors influencing resulting EMG signal.

Altogether 53 students and employees of the Faculty of Physical Culture at Palacký University Olomouc went through the initial examination. 11 probands in total met our criteria for inclusion into research. Nevertheless, complete and good-quality EMG data was available only from 6 people. This research file consisted of 4 males and 2 females (average age $22,1 \pm 2$ years, weight $67,11 \pm 6,15$ kg, height $173,65 \pm 9,91$ cm). Participants were measured in uniform shoes during self-selected gait with trial insole and one sensorimotor element NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Deutschland). Each individual was firstly measured during gait without sensorimotor elements and then with one of sensorimotor bars selected at random. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by five-minute adaptation on insoles by walking across the laboratory room. EMG signal was recorded from m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior and m. peroneus longus using Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Immediate effects of these sensorimotor elements were examined in this research: lateral heel bar, medial heel bar, laterally raised retro bar and medially raised retro bar.

EMG parameters “Mean” and “Area” were used for comparison of gait with and without sensorimotor elements. Results show that gait with medial heel bar significantly decreases the activity of tibialis anterior compared with gait without sensorimotor elements according to “Mean” ($p = 0,002$) and “Area” ($p = 0,002$) parameters. Similarly, it was found that gait with lateral heel bar decreases the activity of tibialis anterior according to “Mean” ($p = 0,006$) parameter in comparison with gait without sensorimotor elements. Results regarding m. gastrocnemius medialis did not show any significant change. The data acquired for examination

of the activity of peroneus longus was of poor-quality and therefore, it was unsuitable for further processing in research.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ball, K. A., & Afheldt, M. J. (2002a). Evolution of Foot Orthotics – Part I: Coherent Theory or Coherent Practice? *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(2), 116-124. doi: 10.1067/mmt.2002.121415
- Ball, K. A., & Afheldt, M. J. (2002b). Evolution of Foot Orthotics – Part II: Research Reshapes Long-Standing Theory. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(2), 125-134. doi: 10.1067/mmt.2002.121416
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography* (5th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bojsen-Møller, F. (1979). Calcaneocuboid Joint and Stability of the Longitudinal Arch of the Foot at High and Low Gear Push off. *Journal of Anatomy*, 129(1), 165-76.
- Coughlin, M. J., Mann, R. A., & Saltzman, Ch. L. (2007). *Surgery of the Foot and Ankle*. Philadelphia, PA: Mosby.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography* (2nd ed.). Sudbury, Mass.: Jones and Bartlett Publishers.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie 1* (3rd ed.). Praha: Grada.
- Daniel, P., & Colda, A. (2012). Foot Functioning Paradigms. *Proceedings of the Romanian Academy: Series B*, 14(3), 212-217.
- Dankerl, P., Keller, A. K., Häberle, L., Stumptner, T., Pfaff, G., Uder, M., & Forst, R. (2014). Effects on Posture by Different Neuromuscular Afferent Stimulations and Proprioceptive Insoles: Rasterstereographic Evaluation. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(3), 369-76. doi: 10.1177/0309364614554031
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163. doi: 10.1123/jab.13.2.135
- Delsys. (2018). *Trigno™ Lab Wireless System*. Retrieved 23. 2. 2018 from the World Wide Web: <https://www.delsys.com/products/wireless-emg/trigno-lab/>
- Di Giovanni, Ch. W., & Greisberg, J. (2007). *Foot and Ankle: Core Knowledge in Orthopaedics*. Philadelphia, PA: Elsevier.
- 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. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.10.016

- Earls, J. (2014). *Born to Walk: Myofascial Efficiency and the Body in Movement*. Nutbourne, Chichester: Lotus Publishing.
- EpoMedicine. (2014). *Physical Examination: Gait*. Retrieved 3. 4. 2018 from the World Wide Web: <http://epomedicine.com/clinical-medicine/physical-examination-gait/>
- Fešar, J. (2016). Podologie. *Umění fyzioterapie*, 1(1), 63-64.
- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive Foot Orthotics: Practical Manual for Expert Users*. Nittenau: Schmidkonz GmbH. Retrieved 18. 12. 2017 from the World Wide Web: <https://www.medreflexx.de/downloads/MRX-Broschu%CC%88re-2016-EN-web.pdf>
- Frowen, P., O'Donnell, M., Lorimer, D., & Burrow, G. (2010). *Neale's Disorders of the Foot* (8th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Gallo, J. & kol. (2014). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Greiner, T. M. (2007). The Jargon of Pedal Movements. *Foot & Ankle International*, 28(1), 109-125. doi: 10.3113./FAI.2007.0020
- Hafkemeyer, U., Poppenborg, D., Drerup, B., Möller, M., & Wetz, H. H. (2002). Improvement of Gait on Paraplegic Patients Using Proprioceptive Insoles. *Gait & Posture*, 16, 157-158. Retrieved 3. 2. 2018 from the World Wide Web: http://eurocom-info.de/wp-content/uploads/2016/02/Hafekmeyer_improvement_gait_paraplegic_patients.pdf
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing Proprioception: A Critical Review of Methods. *Journal of Sport and Health Science*, 5, 80-90.
- Healthy from Toe to Head* [Brožura]. (2016). München: MedReflexx. Retrieved 15. 1. 2018 from the World Wide Web: <https://www.medreflexx.de/downloads/MRX-Broschu%CC%88re-2016-EN-web.pdf>
- Hunter, S., Dolan, M. G., & Davis, J. M. (1995). *Foot Orthotics in Therapy and Sport*. Champaign, IL: Human Kinetics Publisher.
- Jahrling, L. (1999). Propriozeptive Einlagen für Spastiker. *OST-Sonderhaft Propriozeption*, 52-55.
- Jahrling, L. (2001). Propriozeptiv oder „klassisch“? *Medizin & Technik, Orthopädieschuhtechnik*, 7-8, 29-30. Retrieved 3. 2. 2018 from the World Wide Web: <http://alt.footpower.de/downloads/klassisch.pdf>
- Jahrling, L., & Rockenfeller, B. (2006). Sensomotorische Einlagenversorgung: Aktio gleich Reaktio. *Orthopädie Schuhtechnik Magazine*, 9, 50-55. Retrieved 3. 2. 2018 from the

- World Wide Web:
http://alt.footpower.de/downloads/Sonderheft_Sensomotorik_2006.pdf
- Jarvis, H. L., Nester, Ch. J., Bowden, P. D., & Jones, R. K. (2017). Challenging the Foundations of the Clinical Model of Foot Function: Further Evidence that the Root Model Assessments Fail to Appropriately Classify Foot Function. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(7), 1-11. doi: 10.1186/s13047-017-0189-2
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (2010). *Essentials of Electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kapandji, I. A. (2011). *The Physiology of the Joints: Volume II: The Lower Limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice* (1st ed.). London: Churchill Livingstone.
- Kolář, P. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi* (1st ed.). Praha: Galén.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Retrieved 12. 1. 2018 from the World Wide Web:
<https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kubečková, M. (2018). *Analýza vlivu senzomotorických stélek na kinematické parametry chůze u asymptomatických dospělých osob*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Latash, M. L. (2012). *Fundamentals of Motor Control*. San Diego, CA: Elsevier Academic Press.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2nd ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Ludwig, O., Quadflieg, R., & Koch, M. (2013). Sensori-Motor Insoles May Increase Peroneus Longus Activity During Stance Phase of Human Gait [Abstrakt]. *British Journal of Sports Medicine*, 47(10), 38. doi: 10.1136/bjsports-2013-092558.95 Retrieved 15. 1. 2018 from the World Wide Web:
<http://bjsm.bmj.com/content/bjsports/47/10/e3.95.full.pdf>
- 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), 33-44. doi: 10.1186/s13047-016-0162-5

- Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2013). *Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation* (3rd ed.). Missouri, St. Louis: Elsevier.
- Mabuchi, A., Kitoh, H., Inoue, M., Hayashi, M., Ishiguro, N., & Suzuki, N. (2012). The Biomechanical Effect of the Sensomotor Insole on a Pediatric Intoeing Gait. *International Scholarly Research Network Orthopedics*, 2012, 1-5. doi: 10.5402/2012/396718
- McDonald, S. W., & Tavenner, G. (1999). Pronation and Supination of the Foot: Confused Terminology. *The Foot*, 9, 6-11. doi: 10.1054/foot.1999.0502
- McPoil, T. G., & Hunt, G. C. (1995). Evaluation and Management of Foot and Ankle Disorders: Present Problems and Future Directions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 381-388. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.381
- Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Newton, Massachusetts: Thomas C. Michaud.
- Nigg, B. M., & Wakeling, J. M. (2001). Impact Forces and Muscle Tuning: A New Paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 37-41. doi: 10.1097/00003677-200101000-00008
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ohlendorf, D. (2013). Basics of Human Motion Control. *Foot & Shoe*, 1, 19-24.
- Orthopedia Wiki. (2017). *Pronation*. Retrieved 30. 12. 2017 from the World Wide Web: <http://orthopedia.wikia.com/wiki/Pronation>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). Thorofare: Slack Incorporated.
- Placzek, J. D., & Boyce, D. A. (2006). *Orthopaedic Physical Therapy Secrets* (2nd ed.). Missouri, St. Louis: Elsevier.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177.
- SENIAM. (2018). *Sensor Locations*. Retrieved 3. 4. 2018 from the World Wide Web: http://seniam.org/sensor_location.htm
- Sensorimotor Function [Brožura]. (2012). Berlín: Springer. Retrieved 15. 1. 2018 from the World Wide Web: http://www.springer-berlin.de/dms/springer-english/downloads/productinformations/sensorimotor_function_magazin/Sensorimotor%20Function%20brochure.pdf

- Schein. (2018). *NovaPED Sensosystem*. Retrieved 15. 1. 2018 from the World Wide Web: http://www.schein.de/en/produkte/einlagen.html?seite=novaped_sensosystem
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2005). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Švikruhová, A. (2016). *Ortély pro proprioceptivní působení podle principu Nancy Hylton*. Bakalářská práce, Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Teyhen, D. S., Shaffer, S. W., Lorensen, Ch. L., Halfpap, J. P., Donofry, D. F., Walker, M. J., ... Childs, J. D. (2012). The Functional Movement Screen: A Reliability Study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(6), 530-540.
- Tománková, K., Přidalová, M., & Gába, A. (2015). The Impact of Obesity on Foot Morphology in Women Aged 48 Years and Older. *Acta Gymnica*, 45(2), 69-75. doi: 10.5507/ag.2015.010
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1998). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual: Vol. 2: The Lower Extremities*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Türker, H., & Sözen, H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise. In H. Türker (Ed.), *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research* (pp. 175-194). London: InTech. doi: <http://dx.doi.org/10.5772/56167> Retrieved 15. 1. 2018 from the World Wide Web: <https://www.intechopen.com/books/electrodiagnosis-in-new-frontiers-of-clinical-research/surface-electromyography-in-sports-and-exercise>
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. St. Louis: Mosby.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Conner, J. C. (1992). *Dynamics of Human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Wegener, C., Wegener, K., Smith, R., Schott, K.-H., & Burns, J. (2015). Biomechanical Effects of Sensorimotor Orthoses in Adults with Charcot-Marie-Tooth Disease. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(4), 436-446. doi: 10.1177/0309364615579318

11 PŘÍLOHY

11.1 Vyjádření etické komise

11.2 Informovaný souhlas v češtině

11.3 Informovaný souhlas v angličtině

11.4 Anamnestický dotazník

11.5 Vyšetřovací protokol

11.6 Potvrzení o kvalifikovaném překladu

11.1 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 Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 1.11.2016 byl projekt doktorské práce

autora **Mgr. Ondřeje Laštovičky**

s názvem **Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze a deformity v oblasti nohy**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 63/2016

dne: 10.11.2016

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi 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: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

11.2 Informovaný souhlas v češtině



Univerzita Palackého
v Olomouci

Fakulta
tělesné kultury

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vliv senzomotorických stélek na parametry chůze a deformity v oblasti nohy

Jméno a příjmení: _____

Datum narození: _____

Účastník byl do studie zařazen pod číslem (prosíme nevyplňovat):

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí/s účastí mého dítěte ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cílech studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne/od mého dítěte očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností a souhlasím s nahlédnutím do zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném. V případě randomizované studie souhlasím s náhodným rozdělením do jednotlivých skupin.
3. Při zařazení do studie budou osobní data uchována dle platných zákonů ČR, kdy je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. Porozuměl(a) jsem tomu, že účast je dobrovolná a že ze studie lze kdykoliv a bez udání důvodu odstoupit.
5. Prohlašuji, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis zákonného zástupce účastníka: _____

Datum: _____

Podpis řešitele pověřeného touto studií: _____

11.3 Informovaný souhlas v angličtině



Univerzita Palackého
v Olomouci

Fakulta
tělesné kultury

INFORMED CONSENT

Influence of sensorimotor insoles on gait parameters and foot deformities

Name:

Date of birth:

Participant was included in the study under the number (please do not fill in):

1. I, undersigned, agree to participate in research study.
2. I was fully informed about the research objectives, approaches and about what is expected of me.
3. Personal data will be retained in accordance with applicable laws of the Czech Republic.
4. I understand that participation in research study is voluntary and I can withdraw from the study without giving any reason.
5. I declare that I will not impede the use of the study results.

Signature of the participant:

Date:

Signature of the researcher:

11.4 Anamnestický dotazník

Příjmení, jméno:	
Datum narození (DD.MM.RRRR)	

Trpíte v současné době (posledních 7 dnů) bolestí / bolestmi?	
Objevuje se některá z Vašich bolestí pravidelně (několikrát týdně)?	
Trvá některá z Vašich bolestí více jak 3 měsíce?	
Zmírňují se Vaše bolesti užitím běžně dostupných analgetik (Ibalgin)?	

Nosíte v současnosti ortopedické stélky (vločky do bot), ortézy či další ortotické pomůcky?	
Prodělal(a) jste závažný úraz nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervu, přetržený přední křížový vaz kolenního kloubu,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných vrozených vad nervového a/nebo pohybového systému (dětská mozková obrna, dysplázie kyčelních kloubů,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných získaných vad nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervové soustavy v důsledku diabetu, výrazné plochonoží,...)?	
Podstoupil(a) jste nebo plánujete v následujících 3 měsících podstoupit operaci v oblasti pánve či dolních končetin?	

11.5 Vyšetřovací protokol

Příjmení, jméno:	
Datum vyšetření (DD.MM.RRRR)	

Velikost test. obuvi (EUR):		Délka dolní končetiny	P	mm
Délka vnitřní stélky (mm):			L	mm
Výška bez bot:	mm	Šířka kolenního kloubu	P	mm
Výška s botami:	mm		L	mm
Výška podrážky:	0 mm	Šířka hlezenního kloubu	P	mm
Váha (kg):	10 % váhy: 0		L	mm
Zkouška 2 vah (P/L):		Závěr:	0	Vzdál. ASIS (mm):

Otlaky, opotřebení obuvi:



upřesnění před měřením

Funkční testy:	P	L	počítáno:	Celkové skóre: 0
Deep squat			0	Poznámky:
Hurdle step			0	
Inline lunge (přední DK)			0	

Talar tilt test	plantární flexe	P	
		L	
	neutrální post.	P	
		L	
	dorzální flexe	P	
		L	

Poznámky:

Klasická typologie nohy	P	L		P	L
Index Chippaux-Šmiřák:			Úhel palce:		
Vzdál. předonoží–zánoží (mm):			Délka otisku (mm):		
Typ nohy:	P		Započ. délka (mm):	0	
	L		Šířka předonoží (mm)		

Vyšetřující:	
---------------------	--

11.6 Potvrzení o kvalifikovaném překladu

Abstract:

The aim of this thesis was to determine the effects of individual sensorimotor elements of sensorimotor insoles on the activity of chosen lower limb muscles (m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior, m. peroneus longus) during gait using surface EMG. In this research, the effects of lateral heel bar, medial heel bar, laterally raised retro bar and medially raised retro bar were examined.

There were 6 asymptomatic adult participants in total (4 males, 2 females). The participants walked at self-selected speed in uniform sport shoes with trial insoles of NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Deutschland). Each participant completed the measurement first with the base sole without sensorimotor elements and then with sensorimotor elements chosen at random. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by five-minute walking adaptation to given sensorimotor element across laboratory room. Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA) was used to detect EMG signal.

EMG parameters “Area” and “Mean” were compared during gait with and without sensorimotor elements. Results show that gait with medial heel bar decreases significantly the activity of tibialis anterior compared with gait without sensorimotor elements according to “Mean” and “Area” parameters. Similarly, it was found that gait with lateral heel bar decreases the activity of tibialis anterior according to “Mean” parameter in comparison with gait without sensorimotor elements. On the other hand, results regarding m. gastrocnemius medialis did not show any significant change. The data acquired for examination of the activity of peroneus longus was of poor-quality and therefore, it was unsuitable for further processing in research.

SUMMARY

This master thesis was realized as a part of research project investigating the influence of sensorimotor insoles on gait parameters and foot deformities. The aim of this thesis was to determine effects of individual sensorimotor elements on the activity of chosen lower limb muscles during gait of asymptomatic adult individuals. Muscle activity was recorded by surface electromyography.

The theoretical part summarizes and synthesizes existing knowledge about orthopaedic and sensorimotor insoles. Then, it deals with gait cycle, anatomy and description of chosen

lower limb muscle activity during gait. Moreover, the findings about sensimotor insoles are deepened in a chapter about research done so far on this topic. Last chapter is about surface electromyography, its limitations and factors influencing resulting EMG signal.

Altogether 53 students and employees of the Faculty of Physical Culture at Palacký University Olomouc went through the initial examination. 11 probands in total met our criteria for inclusion into research. Nevertheless, complete and good-quality EMG data was available only from 6 people. This research file consisted of 4 males and 2 females (average age $22,1 \pm 2$ years, weight $67,11 \pm 6,15$ kg, height $173,65 \pm 9,91$ cm). Participants were measured in uniform shoes during self-selected gait with trial insole and one sensorimotor element NovaPED Sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Deutschland). Each individual was firstly measured during gait without sensorimotor elements and then with one of sensorimotor bars selected at random. Each tested condition consisting of 10-15 trials was preceded by five-minute adaptation on insoles by walking across the laboratory room. EMG signal was recorded from m. gastrocnemius medialis, m. tibialis anterior and m. peroneus longus using Trigno™ Lab (Delsys Inc., Natick, MA, USA). Immediate effects of these sensorimotor elements were examined in this research: lateral heel bar, medial heel bar, laterally raised retro bar and medially raised retro bar.

EMG parameters “Mean” and “Area” were used for comparison of gait with and without sensorimotor elements. Results show that gait with medial heel bar significantly decreases the activity of tibialis anterior compared with gait without sensorimotor elements according to “Mean” ($p = 0,002$) and “Area” ($p = 0,002$) parameters. Similarly, it was found that gait with lateral heel bar decreases the activity of tibialis anterior according to “Mean” ($p = 0,006$) parameter in comparison with gait without sensorimotor elements. Results regarding m. gastrocnemius medialis did not show any significant change. The data acquired for examination of the activity of peroneus longus was of poor-quality and therefore, it was unsuitable for further processing in research.

Autorem tohoto kvalifikovaného překladu do anglického jazyka je Mgr. Kateřina Kaderová, absolventka magisterského studijního programu „Učitelství pro SŠ: angličtina a francouzština“ na Pedagogické fakultě Univerzity Karlovy a současně lektorka v jazykové škole Slůně – svět jazyků.

Dne 18. 6. 2018


.....
Mgr. Kateřina Kaderová