

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Hana Šindlerová

## **Vliv podpatků na chůzový stereotyp**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2014

## **ANOTACE**

### **Diplomová práce**

**Název práce v ČJ:** Vliv podpatků na chůzový stereotyp

**Název práce v AJ:** High Heel Influence on Walking Stereotype

**Datum zadání:** 2013-01-03

**Datum odevzdání:** 2014-05-16

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Hana Šindlerová

**Vedoucí práce:** Mgr. Věra Jančíková

**Oponent práce:** Mgr. Anna Zelená

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce objektivizuje vliv obuvi na stereotyp chůze. Zkoumali jsme, jak obuv bez podpatku, obuv se středně vysokým podpatkem a obuv s vysokým podpatkem ovlivní chůzi. V teoretické části této diplomové práce najdeme informace o kineziologii chodidla, kterou podpatky ovlivňují, o stereotypu chůze a o změnách, které obuv s podpatkem vyvolává. Do teoretické části byla zařazena i kapitola o důsledcích, které nošení obuvi s podpatkem přináší. Experimentální část práce proběhla výzkumem chůze dvaceti zdravých žen. Hodnotili jsme změnu svalové aktivity u: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gluteus medius, m. erector spinae na rozhraní hrudní a bederní páteře, m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis. Hodnocena byla i změna délky kroku a změna kadence během chůze v různých typech obuvi, či bez nich. Díky získaným datům jsme mohli zjistit, jaké změny obuv u zdravých jedinců vyvolává.

**Abstrakt v AJ:** The thesis objectifies the influence of footwear on the walking stereotype. We investigated how shoes with no heels, medium heels and high heels affect walking. In the theoretical part of this thesis we find information about the kinesiology of foot which is affected by heels and about the walking stereotype and its changes induced by shoes with heels. Into the theoretical part a chapter about the consequences that wearing of shoes with heels brings was also included. The experimental part was done by the research of gait in twenty healthy women. We evaluated the change of muscle activity in: m. tibialis anterior,

m. gastrocnemius lateralis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gluteus medius, m. erector spinae at the thoracic – lumbar transition, m. rectus abdominis and m. obliquus externus abdominis. The change of step length and cadence during walking barefoot or in different types of shoes was evaluated as well. From the received data we could find out the changes that footwear causes in healthy people.

**Klíčová slova v ČJ:** obuv, obuv s podpatky, chůze, elektromyografie

**Klíčová slova v AJ:** shoes, shoes with heels, gait, electromyography

**Rozsah práce:** 95s. včetně příloh (13 s. příloh)

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. května 2014

Podpis:.....

Děkuji Mgr. Věře Jančíkové, za odborné vedení a cenné rady při zpracování této diplomové práce, Mgr. Martině Markové za odbornou pomoc v oblasti elektromyografické analýzy, Mgr. Dagmar Tečové za rady během statistického zpracování dat a také všem dívkám, které se měření zúčastnily.

# OBSAH

Obsah.....	6
Úvod.....	9
1 Funkční anatomie nohy .....	10
1.1 Hlezenní kloub.....	11
1.2 Dolní zánártní kloub .....	12
1.2.1 Chopartův kloub.....	12
1.2.2 Lisfrankův kloub .....	13
1.3 Svaly .....	13
1.4 Nožná klenba .....	13
1.4.1 Mediální oblouk .....	14
1.4.2 Laterální oblouk .....	15
1.4.3 Anteriorní oblouk.....	16
2 Chůze.....	17
2.1 Časoprostorové parametry chůze.....	17
2.2 Neurální řízení chůze .....	18
2.3 Krokový cyklus.....	20
2.3.1 Initial contact .....	22
2.3.2 Loading response .....	22
2.3.3 Midstance .....	23
2.3.4 Terminal stance .....	23
2.3.5 Preswing.....	23
2.3.6 Initial swing .....	24
2.3.7 Midswing .....	24
2.3.8 Terminal swing .....	24

2.4	Kinematika nohy během chůze.....	25
2.4.1	Initial contact .....	26
2.4.2	Loading response .....	27
2.4.3	Midstance .....	27
2.4.4	Terminal stance .....	28
2.4.5	Preswing.....	28
2.5	Vliv podpatků na postavení chodidla .....	28
2.6	Důsledky chůze v obuvi s podpatkem .....	30
3	Cíle a hypotézy.....	33
3.1	Cíl diplomové práce.....	33
3.2	Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce .....	33
4	Metodologie práce.....	35
4.1	Charakteristika testované skupiny .....	35
4.2	Metoda měření .....	36
4.2.1	Příprava měření .....	37
4.2.2	Průběh měření .....	37
4.3	Zpracování a vyhodnocení polyelektromyografického záznamu .....	38
4.3.1	Úprava EMG signálu .....	38
4.3.2	Vyhodnocení EMG signálu.....	39
4.4	Statistické zpracování dat .....	39
5	Výsledky.....	40
5.1	Vědecká otázka č. 1 .....	40
5.1.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	40
5.1.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	42
5.1.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	45
5.2	Vědecká otázka č. 2 .....	48
5.2.1	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	49

5.2.2	Výsledky k hypotéze $H_05$ .....	50
6	Diskuze.....	53
6.1	Výběr svalů.....	53
6.2	Diskuze k výzkumné otázce č. 1.....	55
6.3	Diskuze k výzkumné otázce č. 2.....	62
6.4	Limity metodiky.....	63
	Závěr.....	64
	Referenční seznam.....	65
	Seznam zkratek.....	77
	Seznam obrázků.....	79
	Seznam grafů.....	80
	Seznam tabulek.....	81
	Seznam příloh.....	82
	Přílohy.....	83



# ÚVOD

Obuv s podpatkem je součástí garderoby už několik staletí. Původně podpatky sloužily k ochraně obuvi před znečištěním (Linder, Saltzman, 1998, p. 214).

Dnešní společnost považuje dlouhé nohy za smyslné a krásné, proto ženy po celém světě nosí obuv s podpatky, které nohy opticky prodlužují. Jejich nošení je považováno za samozřejmost a málo která žena si uvědomuje, že během chůze na podpatcích vystavuje svoje tělo značné zátěži a že schopnost přizpůsobovat se terénu klesá. Třicet tři kloubů, přes sto svalů, žilní systém, nervový systém, čtvrtina všech kostí těla, složitá stavba chodidla, to vše a ještě další struktury jsou ovlivňovány během chůze na podpatcích (Arias, 2005, p. 1).

Pro zpracování teoretické části diplomové práce byly vyhledány články pomocí databází odborných časopisů: EBSCO, Google scholar, ProQuest, SCOPUS, PubMed, MENDELEY a ScienceDirect. Články byly vyhledávány v období 21. 11. 2013 až 2. 5. 2014. Vyhledávanými klíčovými slovy bylo například: gait, high heel shoes, muscle activity. Z těchto databází bylo využito 51 článků. Všechny byly v anglickém jazyce, jen jeden byl ve slovenském jazyce. Knižních titulů bylo využito 16, z toho 8 v českém jazyce a 8 v jazyce anglickém. Knihy byly využity zejména v teoretické části práce při popisu již obecně uznávaných faktů.

Cílem praktické části byla objektivizace vlivu obuvi na stereotyp chůze. Byla hodnocena chůze u dvaceti žen během čtyř typů chůze: chůze naboso, chůze v obuvi bez podpatku, chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem a chůze v obuvi s vysokým podpatkem. Hodnocena byla nejen změna svalové aktivity, ale i změna časoprostorových parametrů během chůze.

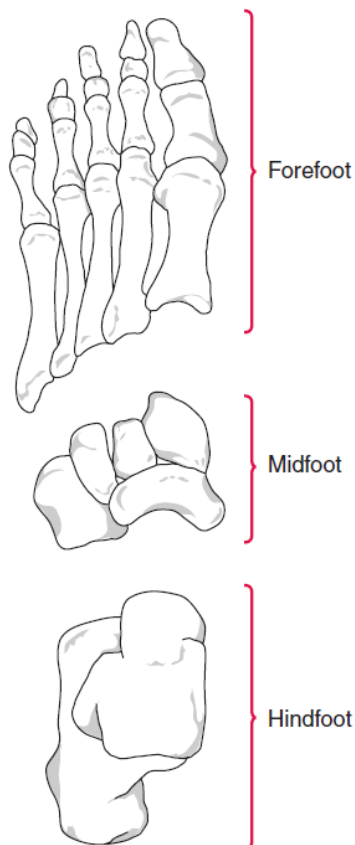
# 1 FUNKČNÍ ANATOMIE NOHY

Noha je nejdístantnějším článkem dolní končetiny. Plní jak funkci statickou, nosnou, tak funkci dynamickou, lokomoční. Je tedy nutné, aby byla dostatečně stabilní, ale zároveň umožňovala dynamiku (Dylevský, 2009, ss. 153, 156). Údery vznikající během chůze noha tlumí a přenáší na vyšší segmenty, kde dochází k dalšímu zmírnění nárazů (Véle, 2006, ss. 260, 261).

Noha se skládá z 26 kostí, 7 tarzálních kostí, talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum, osa cuneiformia I, II, III, 5 metatarzů, 14 phalangů (Véle, 2006, s. 257). Noha je funkčně členěna na horní zánártní kloub, který je pohyblivější a dolní zánártní kloub. V horním zánártním kloubu probíhá dorzální flexe a plantární flexe, v dolním zánártním kloubu probíhá inverze a everze (Dylevský, 2009, s. 153, 156).

Dalším možným dělením je členění nohy na tři části, které můžeme vidět na obrázku (obr.) 1.

**Obr. 1** Funkční členění chodidla (Lippert, 2006, p. 267)



Jsou to:

- Zadonoží, které je tvořeno talem a calcaneem. Tato část chodidla se během krokového cyklu dostává jako první do kontaktu se zemí.
- Středonoží, které je tvořeno os naviculare, os cuboideum a osa cuneiformia I, II, III. Tato část nohy zajišťuje jak mobilitu, tak stabilitu chodidla, díky přenosu pohybu ze zadonoží do předonoží.
- Předonoží, které je tvořeno pěti metatarzálními kostmi a phalangy. Tato část chodidla zajišťuje přizpůsobení se nohy terénu během stojné fáze krokového cyklu (Lippert, 2006, p. 267).

## 1.1 Hlezenní kloub

Noha je tvořena několika typy kloubů. Proximálně se nachází hlezenní kloub, articulatio (art.) talocruralis, nebo též horní kloub zánártní. Tento kloub tvoří distální část tibie a fibuly, které vytváří vidlici, v níž je uložena kladka talu, trochlea tali (Drake, Vogl, Mitchell, 2009, p. 845). Trochlea má tvar lichoběžníku, přední strana je širší, než zadní (Dylevský, 2009, s. 153). Jedná se o kloub složený, svým tvarem připomínající kladku (Lippert, 2006, p. 269). Vnější část kloubu je označována jako zevní kotník, malleoleus lateralis, vnitřní jako vnitřní kotník, malleoleus medialis (Naňka, Elišková, 2009, s. 42). Laterální kotník je dorzálněji a distálněji v porovnání s kotníkem vnitřním (Bartoniček, Heřt, 2004, s. 211).

Kloubní pouzdro je vepředu a vzadu dostatečně volné, aby umožnilo pohyby. Pro lepší stabilitu je zesíleno několika vazy, ligamenta (ligg.) collateralia (Drake, Vogl, Mitchell, 2009, pp. 846-851). Ligamentum (lig.) tibiofibulare anterius se skládá ze tří částí. Proximální část je krátká a pevná, střední část je nejmohutnější, distální je nejdelší a nejméně pevná. Lig. tibiofibulare posterius je tvarem velmi podobné předcházejícímu vazy, avšak je kompaktní a silnější (Bartoniček, Heřt, 2004, s. 215, 216).

Kloub dále zesilují vazy na zevní a vnitřní straně. Vnitřní postranní vaz, lig. deltoideum, se skládá z vrstvy povrchové a hluboké. Povrchová část se dělí do několika pruhů a to: lig. tibiotalare anterius, lig. tibiotalare posterius, lig. tibionaviculare a lig. tibioalcaneare. Hluboká část vazy přiléhá k lig. tibiotalare

posterius. Silné snopce zabraňují laterálnímu posunu trochley, mají tak významnou stabilizační funkci (Drake, Vogl, Mitchell, 2009, pp. 846-851).

Vazy zesilující zevní část horního zánártního kloubu tvoří jeden celek, jak je tomu u vazů vnitřního. Jedná se o: lig. fibulotalare anterius, lig. fibulocalcaneare a lig. fibulotalare posterius (Bartoníček, Heřt, 2004, s. 218).

V talokrurálním kloubu je možná plantární a dorzální flexe. Rozsah plantární flexe je  $48^\circ$ , dozsální flexe  $26^\circ$ . Pokud hodnotíme nejen pohyb v talokrurálním kloubu, ale také v subtalárních kloubech, vzroste rozsah pohybu o 20% (Neumann, 2002, p. 486). Během dorzální flexe je vidlice rozšiřována širší částí trochley. Jedná se o pevné spojení, a proto nejsou možné žádné boční pohyby (Čihák, 2008, s. 309). Naopak během plantární flexe dochází ke kontaktu užší části trochley a vidlice. Proto jsou možné viklavé pohyby v kloubu (Čihák, 2008, s. 309). Bimaleolární osa probíhá kloubem šikmo. V mediolaterálním směru je osa od frontální roviny odkloněna o  $10^\circ$ , od sagitální roviny je odkloněna o  $6^\circ$  (Neumann, 2002, s. 486). Proto během plantární flexe dochází k zevní rotaci bérce, fibula se pohybuje vpřed a noha se stáčí do inverze. Během dorzální flexe dochází k posunu fibuly dozadu a nahoru, noha se dostává do everzního postavení (Dylevský, 2009, s. 156, 157).

## 1.2 Dolní zánártní kloub

Dolní zánártní kloub je systém několika kloubů, skládá se z art. subtalaris, art. talocalcaneonavicularis, art. calcaneocuboidea, art. cuneonavicularis, art. tarsometatarsalis, art. intermetatarsalis, art. metatarsophalangeale a art. interphalangeale pedis (Čihák, 2008, s. 307, 308).

### 1.2.1 Chopartův kloub

Chopartův kloub tvoří funkční jednotku, art. tarsi transversa. Jedná se o kloubní štěrbinu tvaru s mezi art. talonavicularis a art. calcaneonavicularare. Zpevnění Chopartova kloubu zajišťují vazy nacházející se jak na plantární, tak na dorzální straně. Jedná se např. o lig. talonavicularare, lig. bifurcatum, lig. calcaneonavicularare plantare a lig. calcaneocuboideum plantare (Čihák, 2008, s. 312, 313). V tomto kloubu

je možná abdukce, addukce, plantární flexe, inverze a everze (Dylevský, 2009, s. 158). Rozsahy pohybu nejsou velké, uplatňují se zejména jako kompenzační pohyby při omezení rozsahu pohybu v horním či dolním zánártním kloubu.

Chopartův kloub ovlivňuje subtalární kloub, což je zřejmé zejména během chůze, kdy malé pohyby nohy umožňují lepší přizpůsobení se terénu (Dylevský, 2009, s. 158).

### **1.2.2 Lisfrankův kloub**

Jedná se o funkční název linie, kterou vytváří articulationes (artt.) tarsometatarsales a artt. intermetatarsales. V tomto kloubu dochází k pérovacím pohybům nohy, čímž se zejména zevní okraj nohy lépe přizpůsobuje terénu (Čihák, 2008, s. 314).

## **1.3 Svaly**

Primární funkcí svalů nohy je poskytování statické kontroly, pohybové síly a absorpce nárazů (Neumann, 2002, p. 507). Svaly můžeme rozdělit na dlouhé svaly, extrinsic, a krátké svaly nohy, intrinsic. Dlouhé svaly mají začátek v oblasti lýtky (Véle, 2006, s. 257) a obvykle jsou vícekloubové. Pohyby, které vykonávají, ovlivňuje průběh jejich šlachy vůči ose rotace a to zejména u talocrurálního a subtalárního kloubu (Neumann, 2002, p. 508).

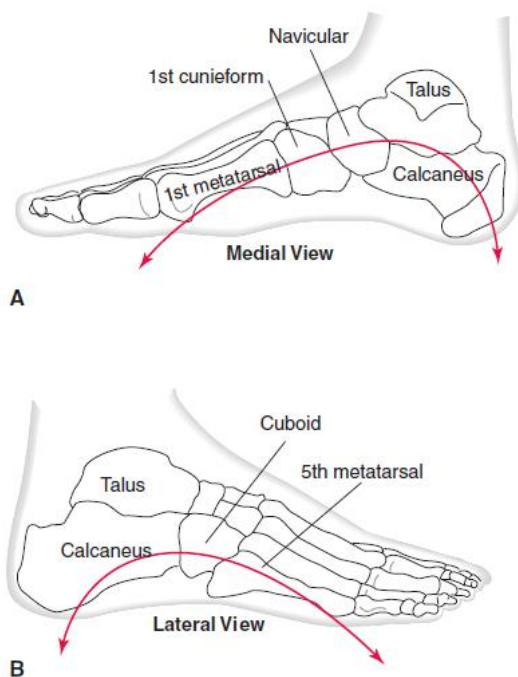
## **1.4 Nožná klenba**

Klenba slouží k přenosu tlaků. Skládá ze tří oblouků, které se sbíhají do tří pilířů. Podpora se nachází v místě kontaktu se zemí, tvoří ji hlavice prvního metatarzu, hlavice pátého metatarzu a posteromediální a laterální tuberculum calcanei. Podpory jsou navzájem spojeny oblouky. Mezi metatarzy se nachází anteriorní oblouk, který je nejkratší. Mezi pátým metatarzem a calcaneem se nachází laterální oblouk. Nejdelší, mediální oblouk, se nachází mezi prvním metatarzem a calcaneem (Kapandji, 2002,

p. 218). Podélnou klenbu ohraničuje laterální a mediální oblouk, který můžeme vidět na obr. 2. Příčná klenba je vytvořena po celé délce nohy. Je plošší, než podélná klenba a měkké tkáně jsou v kontaktu se zemí (Vařeka, Vařeková, 2009. s. 43, 44).

Nožní klenba je zpevněna pasivními strukturami: tvar a uspořádání kostí, vazy, kloubní pouzdra, a aktivními strukturami: svaly nohy a bérce (Dylevský, 2009, s. 166).

**Obr. 2** Podélná klenba nohy (Lippert, 2006, p. 272)



A-mediální oblouk, B-laterální oblouk

### 1.4.1 Mediální oblouk

Mezi anteriorní podporou (hlavicí prvního metatarzu) mediálního oblouku a posteriorní podporou (tuberculum calcanei) se anteroposteriorně nachází 5 kostí: první metatarz, který je v kontaktu se zemí, mediální část os cuneiforme, os naviculare, která tvoří vrcholový klenák, talus, který přijímá veškeré síly a přenáší je do klenby a calcaneus, který je nejposteriornější (Vařeka, Vařeková, 2009. ss. 43, 44; Kapandji, 2002, p. 220).

Mediální oblouk zesilují ligamenta, která tyto kosti spojují. Nejvýznamnější z nich je lig. calcaneonaviculare plantare a lig. talocalcaneare.

Důležitým svalem, který ovlivňuje mediální oblouk je musculus (m.) tibialis posterior. Přitahuje os naviculare inferiorně a posteriorně pod hlavici talu. Jedná se o relativně malé zkrácení, které ale mění postavení os naviculare, čímž se anteriorní oblouk oplošťuje (Neumann, 2002, p. 496).

Na zakřivení oblouku má také vliv m. peroneus longus. Ohnutím prvního metatarzu o mediální část os cuneiforme a sekundárně o os naviculare dojde k zvýraznění mediálního oblouku (Kapandji, 2002, p. 220).

M. flexor hallucis longus se rozpíná nad mediálním obloukem a proto na něj také má velký vliv. Jeho aktivita je spojená s m. flexor digitorum longus, který jej zespodu křížuje. M. flexor hallucis longus stabilizuje calcaneus a talus (Kapandji, 2002, p. 220).

Nad celým mediálním obloukem se rozpíná m. adductor hallucis longus. Při své kontrakci přitahuje oba konce oblouku k sobě a tím jej vyzdvihuje. M. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus naopak mediální oblouk zplošťují (Kapandji, 2002, p. 220).

#### **1.4.2 Laterální oblouk**

Laterální oblouk se skládá ze tří kostí: pátý metatarz, který tvoří anteriorní podporu, os cuboideum, která není v kontaktu se zemí a calcaneus, který tvoří posteriorní část oblouku. Na rozdíl od mediálního oblouku, měkké tkáně laterálního oblouku jsou v kontaktu se zemí. Přenos sil na tento oblouk se děje prostřednictvím talu a následně calcaneu (Vařeka, Vařeková, 2009. ss. 43, 44).

Laterální oblouk je poměrně rigidní. Tuhost je dána dlouhým vazem, lig. plantare longum, jehož hluboká a povrchová vlákna jsou rozepjatá přes art. calcaneocuboidea a art. cubometatarsale.

Vrcholovým klenákem laterálního oblouku je anteriorní výběžek calcaneu (Lippert, 2006, p. 272).

M. peroneus brevis se rozpíná nad částí oblouku a podobně jako plantární ligamenta brání oploštění oblouku vlivem hmotnosti a nárazů. M. peroneus longus probíhá rovnoběžně s m. peroneus brevis, tudíž je jeho funkce podobná. Avšak díky průběhu šlachy v sulcus tendinitis musculi peronei longi ovlivňuje tento sval jak os

cuneiforme, na kterou se upíná, tak calcaneus a při kontrakci přitahuje obě kosti k sobě a podpírá tak laterální oblouk (Kapandji, 2002, p. 222).

### **1.4.3 Anteriorní oblouk**

Anteriorní oblouk začíná u hlavice prvního metatarzu a končí u hlavice pátého metatarzu. Nejvyšším bodem oblouku je druhý metatarz a současně je i vrcholovým klenákem. Jedná se o poměrně plochý oblouk, jehož měkké tkáně jsou v kontaktu se zemí (Kapandji, 2002, p. 224). Výrazněji je však příčná klenba vyjádřena na úrovni os cuboideum a ossa cuneiformia (Dylevský, 2009, s. 166). Oblouk je zpevněn jen relativně slabými intermetatarzálními ligamenty (Kapandji, 2002, p. 224) a šlašitým třmenem, který je tvořen šlachou m. tibialis anterior a m. peroneus longus (Dylevský, 2009, s. 166). Tento oblouk ovlivňuje pouze jediný sval a to transversální hlava m. adductor hallucis (Kapandji, 2002, p. 224).



## 2 CHŮZE

Chůze je jedním z nejzákladnějších lidských pohybů. Chůzi ovlivňují osobnostní faktory, hmotnost, délka končetin, obuv a držení těla (Lee, Grimson, 2002, p. 1). Jedná se o komplikovaný pohyb, při němž je vyžadována koordinace svalů trupu, končetin a řady kloubů (MacKay-Lyons, 2002, p. 69). Za normální chůzi je považována taková chůze, při které dochází k minimálnímu výdeji energie (Gross, Fetto, Rosen, 2005, p. 556).

K popisu jednotlivých fází chůze se obvykle používá pouze jeden krok. Vychází se při tom z předpokladu, že všechny po sobě jdoucí kroky jsou stejné. Přestože tomu ve skutečnosti tak není, pro standardizaci krokového cyklu se z této teorie vychází (Vaughan, Davis, O'Connor, 1992, pp. 3-9).

### 2.1 Časoprostorové parametry chůze

Doba jednoho krokového cyklu je časový interval mezi po sobě jdoucími dopady stejné končetiny na podložku. Během krokového cyklu se střídá období, kdy je jedna končetina v kontaktu se zemí - stojná fáze, a období, kdy daná končetina není v kontaktu se zemí - švihová fáze. Dále se střídají období, kdy je jedna dolní končetina v kontaktu s podložkou a současně se druhá končetina pohybuje směrem dopředu - jednooporová fáze. Fáze, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny, se nazývá dvouoporová fáze (Murray, Drought, Ross, 1964, pp. 339-342). Doba trvání stojné fáze je 60% krokového cyklu a švihové fáze 40% (Ounpuu, 1994, p. 843).

Délka krokového cyklu je lineární distance mezi dvěma body, které vytvoří kontakt stejné nohy (Murray, Drought, Ross, 1964, pp. 339-342).

Délka kroku je vzdálenost mezi body, které vytvoří kontakt jedné dolní končetiny s podložkou a následný kontakt opačné končetiny. Tyto délky se měří od středu dlouhé osy chodidla. Se vzrůstající, nebo klesající rychlostí chůze se mění i délka kroku (Murray, Drought, Ross, 1964, pp. 339-342).

Během chůze hodnotíme i šířku, která je mezi chodidly dolních končetin: Jedná se o linii, která je mezi středy chodidel při iniciálním kontaktu. Tato vzdálenost bývá též označována jako kroková báze (Lippert, 2006, p. 301-307).

Rychlost chůze bývá též označována jako kadence. Jedná se o počet kroků za 1 minutu. U pomalé chůze je počet kroků nižší, než 70 za minutu, naopak u rychlé chůze počet kroků vzrůstá na více než 130 kroků za minutu (Lippert, 2006, p. 301-307).

## 2.2 Neurální řízení chůze

Chůze se skládá z cyklicky se opakujících pohybů řízených centrálními generátory pohybu, uloženými ve spinální míše, které jsou však pod kontrolou vyšších center. Centrální generátory pohybu regulují činnost různých svalových skupin a vztah mezi nimi (Borghese, Bianchi, Lacquaniti, 1996, p. 863). Jedná se pouze o část kontrolního systému a nebylo zjištěno, zda jsou centrální generátory pohybu pro chůzi nezbytné (MacKay-Lyons, 2002, p. 70).

Centrální nerovný systém je schopen koordinovat, ve kterém kloubu má pohyb probíhat a kdy a jak velký má pohyb být. Takovéto činnosti jsou prováděny správně, pokud jsou splněny biomechanické podmínky a vyslané elektrické signály pomocí nervů aktivují příslušné svaly (Duysens, de Crommert, 1998, p. 131). Centrální generátory pohybu ovládají skupiny svalů ještě před tím, než pohyb začne a zajišťují tak optimální timing zapojení svalů bez nutnosti periferního feedbacku (Marsden, Rothwell, Day in MacKay-Lyons, 2002, p. 70). Dle teorie „half center“ jsou rytmické pohyby během chůze generovány reciproční inhibicí mezi dvěma interneurony ve spinální míše. Extenční *half center* aktivuje extenzory a flekční *half center* aktivuje flexory (Grossard, Brownstone, Barajon et al in MacKay-Lyons, 2002, pp. 71-72).

Na řízení chůze se podílejí i vyšší struktury, než centrální generátory pohybu uložené v míše. Jádra v mesencephalu, zvaná „mesencephalic locomotion region“, zahajují lokomoci aktivaci dolních retikulospinálních mozečkových jader (Garcia-Rill, Skinner in MacKay-Lyons, 2002, p. 72). Aktivita flexorových motoneuronů je facilitována flekční fází kroku a aktivita extenčních motoneuronů je facilitována extenční fází kroku. „Mesencephalic locomotion region“ tak dokáže vyvolat fiktivní

chůzi (Grossard, Brownstone, Barajon et al. in MacKay-Lyons, 2002, pp. 72-73). Do mozkového kmene se sbíhá řada drah, to umožňuje současně ovlivňovat lokomoční funkci v závislosti na informacích z dalších receptorů. Informace, například ze zrakového či vestibulárního systému, jsou reticulospinální drahou vedeny k centrálním generátorům pohybu (Grillner, Matsushima in MacKay-Lyons, 2002, p. 72). Vyhodnocením informací ze spinoretikulární dráhy a dalších oblastí mozku může mozkový kmen například stabilizovat rytmus chůze (Cohen, Guan, Harris in MacKay-Lyons, 2002, p. 72).

Orlovsky (in MacKay-Lyons, 2002, p. 72) určil 5 funkcí supraspinálních oblastí na centrální generátory pohybu:

1. aktivace spinálního centrálního generátoru pohybu,
2. kontrola přesnosti řízení,
3. udržování rovnováhy během lokomoce,
4. adaptace pohybu dolních končetin na zevní podmínky,
5. koordinace lokomoce a dalších motorických aktivit.

(Orlovsky in MacKay-Lyons, 2002, p. 72)

Mozeček přijímá eferentní informace z centrálních generátorů pohybu spinocerebellární a spinoreticulocerebellární drahou. Informace z mozečku do míchy jdou nepřímo vestibulospinální, rubrospinální, reticulospinální a kortikospinální cestou. Přesná úloha mozečku v řízení lokomoce není jasná, neboť působí nepřímo. Lansner a Ekeberg soudí, že mozeček reguluje konečný timing zapojení svalů, finálně vyladuje každý krokový cyklus tak, aby došlo k co nejlepší adaptaci na zevní podmínky (in MacKay-Lyons, 2002, p. 73).

Bazální ganglia jsou považována za nedílnou součást většího okruhu, který zahrnuje mozkovou kůru a thalamus. Tyto struktury jsou zapojeny do množství motorických funkcí, včetně plánování, iniciace a exkurze pohybu. Jedná se o motorické učení. Bazální ganglia i mozeček hrají významnou roli v timingu svalové aktivity, přičemž bazální ganglia působí v delším časovém měřítku. Úmyslný pohyb tedy vyžaduje spolupráci spinálních mechanismů a supraspinálních center (Wichmann, DeLong, 1996, pp. 754-755).

Krokový mechanismus se dokáže přizpůsobit překážkám a změnám terénu. Proto musí být informace ze smyslových orgánů propojeny s kortexem, aby je bylo možné začlenit do chůzového stereotypu a reagovat na ně (Duysens, de Crommert, 1998,

p. 131; MacKay-Lyons, 2002, p. 73). Senzorický feedback může ovlivnit nebo přerušit lokomoční pohyb. Ačkoli je aferentní vstup považován za důležitý a přímo centrální generátory pohybu neovlivňuje, jeho vliv na lokomoci je velký (MacKay-Lyons, 2002, p. 73). Pearson formuloval 3 základní role aferentních informací, ve vztahu k rytmickým pohybům:

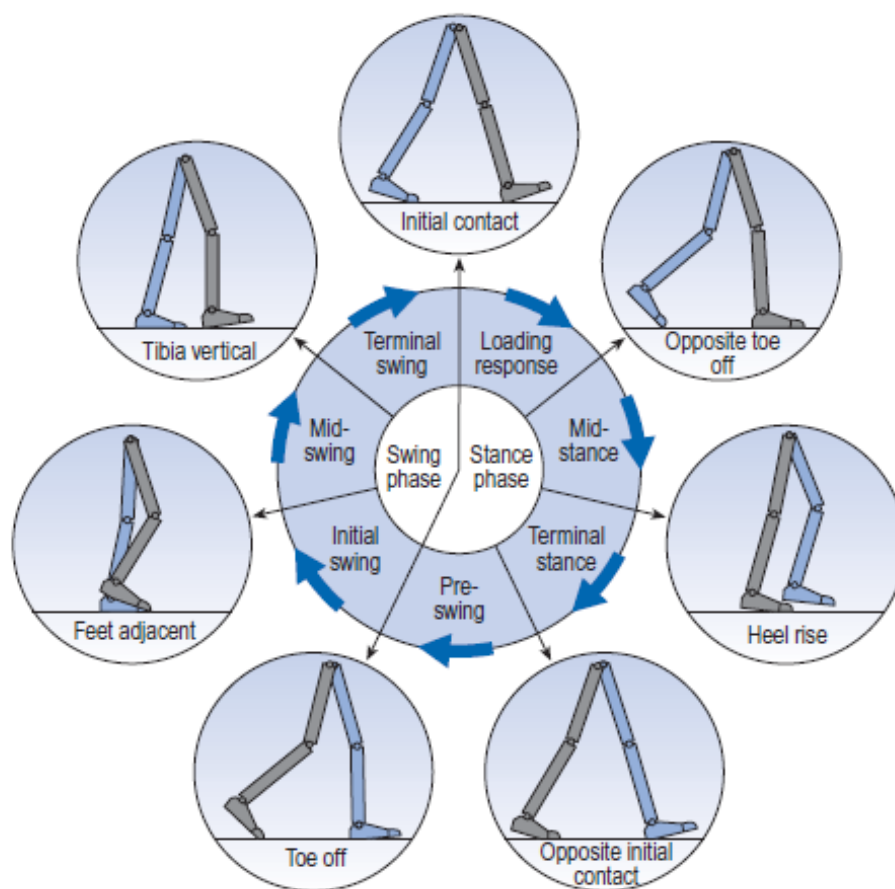
1. Posilují aktivitu centrálních generátorů pohybu. Zejména se zapojují do regulace aktivity antigravitačních svalů, jako je extenzorová skupina na zadní straně končetiny během stojné fáze.
2. Regulují timing, kdy senzorická zpětná vazba poskytuje informace a je tak zajištěno, že pohyb vyhovuje aktuálním biomechanickým požadavkům, zejména poloze segmentu, směru pohybu a velikosti síly.
3. Usnadňuje přechody mezi jednotlivými pohyby. Pomáhají zajistit, že pohyb probíhá hladce a biomechanické podmínky jsou nejvhodnější pro danou situaci.

(Pearson Duysens in MacKay-Lyons, 2002, pp. 73-74)

### 2.3 Krokový cyklus

Jednotlivé fáze korkového cyklu můžeme vidět na obr. 2. Krokový cyklus se dělí na stojnou a švihovou fázi. Obě fáze můžeme dále dělit.

**Obr. 3** Pozice nohou během jednoho kroku (Whittle, 2007, p. 52)



Stojnou fázi můžeme přesněji rozdělit na 5 částí:

1. Initial contact je charakterizován prvním kontaktem chodidla, za fyziologických podmínek paty, se zemí. Jedná se o okamžik, ve kterém se těžiště nachází ve své nejnižší poloze.
2. Loading response, kdy se postupně celé chodidlo dostává do kontaktu se zemí. Tato fáze přetrvává, dokud kontralaterální končetina neztratí kontakt se zemí.
3. Midstance začíná okamžikem, kdy kontralaterální končetina ztratí kontakt se zemí. Během midstance stojnou končetinu míjí druhá končetina ve švihové fázi. Váha těla je nesena touto stojnou končetinou.
4. Terminal stance je charakterizován zvednutím paty, avšak palec je stále v kontaktu se zemí. Tato fáze je ukončena okamžikem, kdy se kontralaterální končetina dostává do kontaktu se zemí - initial contact.
5. Preswing je okamžik, kdy i palec ztrácí kontakt s podložkou a končetina se dostává do švihové fáze (Cochran in Vaughan, Davis, O'Connor, 1992, pp. 10-11).

Švihovou fází můžeme taktéž blíže rozdělit:

1. Initial swing začíná okamžikem, kdy noha opustí podložku a aktivují se svaly umožňující pohyb nohy vpřed.
2. Midswing nastane, když se končetina, která je ve švihové fázi dostane pod tělo. Jedná se o stejný okamžik, kdy se stojná končetina nachází v midstance.
3. Během terminal swing se tibie dostává do vertikální pozice. Tato fáze je ukončena iniciálním kontaktem končetiny.

Zpomalení švihové fáze a stabilizace chodidla nastává v terminal swing, kdy se končetina připravuje na nadcházející stojnou fázi (Cochran in Vaughan, Davis, O'Connor, 1992, pp. 10-11).

### **2.3.1 Initial contact**

Počáteční kontakt se zemí je při normální chůzi patou. Proto jej také někteří autoři nazývají jako „heel strike“. Kotník se obvykle nachází ve středním postavení mezi plantární a dorzální flexí. Kolenní kloub je na konci švihové fáze v plné extenzi a během iniciálního kontaktu dochází k mírné flexi, aby nedošlo k uzamčení kolene. Tomu zabraňuje i aktivita hamstringů. Dochází k aktivaci hamstringů a m. gluteus maximus, které se budou po dobu celé stojné fáze účastnit na extenzi kyčle (Whittle, 2007, pp. 64-65). Pánev se pohybuje dopředu a rotuje vpřed. Dochází ke kontrarotaci trupu. Stejnostranná horní končetina se pohybuje vzad, kontralaterální horní končetina se pohybuje vpřed (Lippert, 2006, pp. 301-307).

### **2.3.2 Loading response**

Aktivitou plantárních flexorů dochází ke kontaktu celého chodidla s podložkou (Whittle, 2007, pp. 66-67). Chodidlo je v plantární flexi, která se pohybuje mezi 5-6° (Ounpuu, 1994, p. 850), v pronačním postavení a tibie rotuje vnitřně (Whittle, 2007, pp. 66-67). V kolenním kloubu se zvětšuje míra flexe z asi 8° na 15° flexe (Ounpuu, 1994, p. 850). M. quadriceps excentrickou kontrakcí reguluje míru a rychlost flexe kolene. V kyčli se zvětšuje míra extenze kontrakcí m. gluteus maximus a hamstringů (Whittle, 2007, pp. 66-67) z 35° flexe do 6° extenze, rotuje dovnitř o 4-5° během celé stojné fáze. Během loading response pánev rotuje posteriorně asi o 4° (Lamoth, Beek,

Meijer, 2002, p. 101). Horní končetiny se nacházejí v největší flexi či extenzi, ke kterým během chůze dochází (Whittle, 2007, pp. 66-67).

### **2.3.3 Midstance**

Plantární flexe chodidla pozvolna přechází v dorzální flexi. M. triceps surae je excentricky aktivován. Zevní rotace tibie je spojena se supinací chodidla. Kolenní kloub se začíná opět postupně extendovat díky koncentrické aktivitě m. quadriceps femoris (Whittle, 2007, pp. 69-70) z 15° flexe na 8° flexe. Aktivita m. gluteu maximu a hamstringů pozvolna klesá. Extenze kyčelního kloubu je způsobována setrvačností a působením gravitace (Whittle, 2007, pp. 69-70). Pánev se pohybuje dopředu a pokračuje ve vnitřní rotaci (Lamoth, Beek, Meijer, 2002, p. 101). Obě horní končetiny jsou volně podél těla (Lippert, 2006, pp. 301-307).

### **2.3.4 Terminal stance**

Během zmenšující se flexe v kolenním kloubu dochází ke zvětšující se plantární flexi. Tibie stále více zevně rotuje a na chodidle můžeme pozorovat zvětšující se supinaci. Chodidlo se postupně zvedá, v kontaktu s podložkou však stále zůstávají prstce a zvětšuje se extenze v metatarzophalangeálních kloubech. V kolenním kloubu dochází k extenčnímu pohybu. Hyperextenzi brání aktivita mm. gastrocnemii. V kyčelním kloubu pokračuje pohyb směrem do extenze. Aktivní jsou také abduktory, které stabilizují pánev ve frontální rovině (Whittle, 2007, pp. 71-72). Tělo se nachází nad stojnou dolní končetinou. Stejnostranná horní končetina se pohybuje vpřed, kontralaterální horní končetina se pohybuje vzad (Lippert, 2006, pp. 301-307).

### **2.3.5 Preswing**

Klesá aktivita m. triceps surae a nastává aktivita m. tibialis anterior, aby se hlezenní kloub dostal opět do neutrální pozice (Whittle, 2007, pp. 75-76). V kolenním kloubu se postupně zvětšuje flexe až na 35° a připravuje se tak na nastávající švihovou fázi. Kyčelní kloub se již dostal do pozice maximální extenze, asi 6°, a nyní dochází k flexi. Preswing je charakterizovaný konečnou fází pohybu

pánve posteriorně a zevní rotací o 8° (Ounpuu, 1994, pp. 849-851). Trup přechází z kontrarotace do neutrální pozice (Whittle, 2007, pp. 75-76).

### **2.3.6 Initial swing**

Dolní končetina pokračuje v propulzi vpřed a ze stojné fáze se dostává do švihové. Hlezenní kloub jde z plantární flexe do dorzální flexe díky aktivitě dorzálních flexorů. Kolenní kloub se flektuje asi do 65°. Tato flexe je relativně pasivním dějem, ke kterému dochází díky aktivitě flexorů kyčle a rychlosti švihové fáze. Kyčelní kloub pokračuje ve flekční fázi díky koncentrické aktivitě flexorů kyčle (Kerrigan, Todd, Crace, 1998, pp. 6-7) a rotuje zevně. Pánev zůstává v posteriorním postavení, ale dochází k vnitřní rotaci (Ounpuu, 1994, pp. 849-851). Stejnostranná horní končetina se pohybuje dozadu, kontralaterální horní končetina se pohybuje dopředu (Lippert, 2006, p. 301-307).

### **2.3.7 Midswing**

Během midswing končetina pokračuje v pohybu vpřed díky silám, které vznikly zejména v preswign a initial swing. Hlezno přechází z plantární flexe do dorzální flexe. V kolenním kloubu se postupně zmenšuje flexe (Ounpuu, 1994, pp. 849-851). V kyčelním kloubu se zvětšuje flexe, zejména díky setrvačnosti sil, které vznikly během initial swing (Kerrigan, Todd, Crace, 1998, pp. 6-7). Pánev se pohybuje anteriorně a pokračuje ve vnitřní rotaci (Ounpuu, 1994, pp. 849-851). Horní končetiny se nachází paralelně podél trupu (Lippert, 2006, pp. 301-307).

### **2.3.8 Terminal swing**

Síly vzniklé během švihové fáze jsou postupně brzděny k zajištění stability nadcházející stojné fáze. Hlezenní kloub je v minimální plantární flexi. Hamstringy svou koncentrickou aktivitou zpomalují flexi kyčle a kontrolují extenzi kolenního kloubu (Kerrigan, Todd, Crace, 1998, pp. 6-7). Pánev se pohybuje zpět posteriorně (Ounpuu, 1994, pp. 849-851). Stejnostranná horní končetina se pohybuje vzad, kontralaterální horní končetina se pohybuje vpřed (Lippert, 2006, pp. 301-307).



## **2.4 Kinematika nohy během chůze**

Pohyby hlezenního kloubu a chodidla během chůze jsou popsány v tabulce (tab.) 1 (tab. 1 s. 26). Jedná se o shrnutí všech fází chůze a to jak stojné, tak švihové. Jednotlivé pohyby jsou rozděleny na rotace celé dolní končetiny, pohyby hlezenního kloubu, subtalárního kloubu a transversotarsálního kloubu.

**Tab. 1** Fáze krokového cyklu a pohyby dolní končetiny (Rodgers, 1988, p. 1823)

One Gait Cycle		Limb Component				
	%	Events	Lower Limb	Ankle Joint	Subtalar Joint	Transverse Tarsal Joint
Stance Phase	0	heel-strike	medial rotation	plantar flexion	pronation	free motion
	20	foot flat	lateral rotation	dorsiflexion	supination	increasingly restricted
	40	mid-stance				
	60	heel rise		plantar flexion		
Swing Phase	80	toe-off	medial rotation	dorsiflexion	pronation	free motion
	100	heel-strike				

### 2.4.1 Initial contact

Iniciální kontakt nohy se zemí během chůze je patou. Hlezenní kloub se nachází v neutrálním postavení, může se objevit mírná plantární flexe.

Chodidlo se postupně pohybuje směrem k zemi. Dorziflektory nohy tento pohyb regulují, aby nedošlo k pádu chodidla na zem (Mann in Rodgers, 1988, p. 1823). Pohyb do plantární flexe brzdí m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus (Vařeka, Vařeková, 2009, p. 53). Tibie a fibula rotují vnitřně, což uzamyká hlezenní kloub a zvyšuje stabilitu (Mann in Rodgers, 1988, p. 1823). Dochází ke změně postavení zadonoží z everze do inverze a následně ke změně postavení předonoží z pronace do supinace (Carson, Harrington, Thompson, et al., 2001, p. 1303).

### 2.4.2 Loading response

Během loading response postupně vzrůstají síly, které působí na posteromedialní část calcaneu. Stres působí taktéž na dorzální část talu, který absorbuje dynamickou zátěž těla a distribuuje ji dále díky tibiotalárnímu skloubení. Přenos sil způsobí pronační pohyb v subtalárním skloubení (Wright, Desai, Henderson in Rodgers 1988, pp. 1823-1824), což vede k přenosu sil také na longitudinální oblouk nožní klenby, zejména na os cuboideum a cuneiformní kůstky. Tento stres zmírňuje kontrakce m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a také pružnost ligament jednotlivých kloubů nohy (Salathé, Arangio, Salathé, 1990, pp. 657-659).

Jákmile je celá noha v kontaktu se zemí, celá dolní končetina pokračuje v zevní rotaci, dochází k supinaci nohy a zvyšuje se stabilita v dolním zánártním skloubení. Stabilita je dána postupně se zvyšující zátěží neseného těla (Mann in Rodgers, 1988, p. 1823).

### 2.4.3 Midstance

Váha těla, která spočívá na stojné dolní končetině oplošťuje nožní klenbu. Toto oploštění je kontrolováno kontrakcí svalů na spodní straně chodidla. Snížením klenby dochází k jejímu prodloužení, její anteriorní část se posunuje mírně anteriorně, přičemž větší posun klenby je směrem k patě, která se vzdaluje (Kapandji, 2002, p. 230).

Dorziflexe zadonoží respektuje postavení tibie během midstance. Dochází taktéž k dorziflexi předonoží a podélná klenba nohy se oplošťuje. Palec následuje pohyby zadonoží a předonoží, dochází k jeho extenzi a pata tak postupně ztrácí kontakt se zemí. Chodidlo se nachází v neutrální pozici mezi abdukci a addukci. Kombinace těchto pohybů napíná šlachu m. flexor hallucis longus (Carson, Harrington, Thompson, et al., 2001, p. 1303). Během midstance působí relativně velký stres na talus, calcaneus a mediální metatarzální kosti. Nejvíce zatíženým kloubem je subtalární kloub. Tyto síly transformuje šlacha m. triceps surae, která podbíhá calcaneus jako kladku. Díky tomu rozkládá dynamickou zátěž těla mezi předonoží a zadonoží. Velkou zátěž absorbují i fascie a napjatá ligamenta a to zejména dlouhá plantární ligamenta, na které

působí největší síly v místě jejich úponu (Gefen, Megido-Ravid, Itzhak et al., 2000, p. 633).

#### **2.4.4 Terminal stance**

Během terminal stance se podélná klenba opět obnovuje díky plantární flexi, supinaci a addukci předonoží (Carson, Harrington, Thompson et al., 2001, p. 1303). Plantární flexi zajišťuje m. triceps surae, a to především mm. gastrocnemii, kteří mají výhodnou pozici pro koncentrickou kontrakci díky extenzi kolenního kloubu (Vařeka, Vařeková, 2009, p. 53). Během pozdní fáze stojné části chůze dochází k inverzi a vnitřní rotaci nohy. Tento pohyb probíhá nejvýznamněji v subtalárním kloubu (Carson, Harrington, Thompson et al., 2001, p. 1303).

#### **2.4.5 Preswing**

Největší plantární flexi a inverzi zadonoží nacházíme během preswing. Plantární flexe předonoží během odrazové fáze dosahuje hodnot vyšších než 5° (Su, Wu, Wang, 2000, p. 86). Těsně před odlepením palce se noha nachází v maximálně stabilní pozici pro odraz. To je dáno kombinací nesení váhy těla, efektem kladky talocrurálního kloubu a supinačním postavením subtalárního kloubu (Mann in Rodgers, 1988, p. 1823).

### **2.5 Vliv podpatků na postavení chodidla**

V obuvi s podpatkem dochází ke zvětšení varózního úhlu zadonoží a také k deformaci nožní klenby. Noha je zkrácena, čímž se narušuje architektika klenby. Gastwirth, O'Brien, Nelson et al. soudí, že toto nížení nožní klenby může způsobit pes cavus (Gaswirth, O'Brien, Nelson et al. in Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 402).

Obuv s vysokým podpatkem redukuje kongruenci mezi talem a tibiofibulárním skloubením. Chodidlo se nachází v plantární flexi, která umožňuje viklavé pohyby v talocrurálním kloubu a pozice se tak stává méně mechanicky stabilní (Cowley, Chevalier, Chockalingam, 2009, p. 513).

Během nošení obuvi s podpatkem dochází ke kompenzační změně strategie posturální adaptace. Chodidlo je v postavení, kdy linie pŕlící lýtka a linie pŕlící calcaneus, rearfoot angle, svírají úhel blížíící se 0°, což vede ke zvětšení varózního úhlu (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 402).

Pozice, ve které boty na podpatku udržují chodidlo, způsobuje zkrácení extenzorů a invertorů. Tím můžeme vysvětlit varózní postavení hlezenního kloubu, kterým je zajištena lepší stabilita (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 402). Zkrácením m. triceps surae dochází k omezení jeho možnosti provést koncentrickou kontrakci, sval tedy musí během kontrakce produkovat větší sílu. Současne také dochází ke zkrácení Achillovy šlachy (Burnfield, Few, Mohamed et al., 2004, pp. 81-84). Důsledkem omezení vlivu perimaleolárních svalů na hlezenní, subtalární a talonaviculární kloub je nutné vytvoření kompenzačních mechanismů zajišťujících stabilizaci nohy (Lindemann, Scheible, Sturm et al., 2003, pp. 32-33).

Dle Gastwirtha, O'Briena, Nelsona et al. může snížení pronace v subtalárním kloubu, kterou boty na podpatcích omezují, způsobit bolesti kolene, kyčle a bederní páteře (Gaswirth, O'Brien, Nelson et al. in Pezzan, Sacco, João, 2009, pp. 402-403). S výškou podpatku toto omezení narůstá. Bolest vznikající během nošení obuvi s vysokým podpatkem může být zapříčiněna také zmenšením plochy kontaktu chodidla se zemí (Corrigan, Moore, Stephens in Cowley, Chevalier, Chockalingam, 2009, pp. 513-515).

Noha se nachází v supinačním postavení, které může způsobit zvýšení laxicity laterálních ligament hlezenního kloubu a chodidla, což ve výsledku může způsobit instabilitu kloubu.

Během stojné fáze chůze na chodidlo působí síly vznikající během iniciálního kontaktu (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 402). Dochází k vzrůstu maximální síly působící na chodidlo, k růstu celkového tlaku vyvíjeného na chodidlo a roste i doba působené těchto sil na chodidlo (Cowley, Chevalier, Chockalingam, 2009, p. 514). Zatížení se přesunuje zejména do oblasti hlavičky prvního a druhého metatarzu, naopak oblast hlavičky třetího až pátého metatarzu není zatížena téměř vůbec (Soamers, Clark in Cowley, Chevalier, Chockalingam, 2009, pp. 513-515). Působící síly primárně ovlivňují zejména kostěné struktury, ty však nejsou v ideálním postavení, aby mohly tyto tlakové síly dále distribuovat. Dochází k jejich přetěžování

a následně i k přetížení měkkých tkání, které jsou poškozovány (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 402).

## **2.6 Důsledky chůze v obuvi s podpatkem**

Pozici těla v prostoru můžeme hodnotit dle uložení jeho těžiště. Řazení jednotlivých segmentů je vhodné popisovat podle linie, kterou vytváří vektor gravitační síly (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 401). Pokud tato linie prochází těžištěm, v sagitální rovině půlí tělo na dvě symetrické poloviny. V transversální rovině tato linie jde mírně anteriorně od zevního kotníku, prochází dolní končetinou, kyčelním kloubem v oblasti trochanter major a prochází zevním zvukovodem (Tichý, 2000, s. 36). Takovéto držení těla má nejnižší nároky na kosti, svaly a klouby, je spojeno s nejnižším výdejem energie a nejmenším rizikem ztráty stability.

Stoj v obuvi s podpatkem způsobuje elevaci calcaneu spojenou s plantární flexí v tibiotalárním skloubení. Dochází k elevaci těžiště a jeho posunu vpřed, což ovlivňuje posturální stabilitu a je nutná adaptace k obnovení rovnováhy. Tím dochází k aktivaci muskuloskeletárního systému (Opila, Wagner, Schiowitz et al., 1988, p. 545).

Během stoje v obuvi s podpatkem se kolenní kloub posunuje vpřed, hlava a hrudní páteř se dostávají posteriorně, zvětšuje se bederní lordóza a klesá tilt pánve v sagitální rovině (Santos, Noronha, Fernandes et al. in Silva, de Sinqueira, da Silva, 2013, p. 269).

Pokud bychom porovnali stoj v obuvi bez podpatků a s podpatky, dle Franklina, Cheniera, Braunningera et al. (1995, p. 98) není v obuvi s podpatkem zatížení na celém chodidle rovnoměrné, ale jeho maximum je v oblasti paty a metatarzů. Během chůze v obuvi s nízkým podpatkem, či bez něj, je zatížení chodidla rovnoměrnější. Zatížení v oblasti předonoží stoupá s rostoucí výškou podpatků. Důsledkem přetížení hlaviček metatarzů dochází k pálení chodidla a k pocitu diskomfortu během chůze (Yung-Hiu, Wei-Hsien, 2005, p. 358; Zhang, Li, 2014, pp. 1013-1015). Přesněji lze říci, že zatížení prvního a druhého metatarzu je přímo úměrné výšce podpatku, naopak zatížení třetího a čtvrtého metatarzu tuto přímou závislost nevykazuje (Snow, Williams, Holmes, 1992, p. 85). Úzká přední část boty navíc působí laterálně na palec a první metatarz, mediální síly působí na pátý prst a metatarz. Tyto síly mohou způsobit vznik hallux

valgus - deviace palce směrem k fibulárnímu okraji, či vznik digitus quintus varus - malík vybočený mediálně (Snow, Williams, Holmes, 1992, p. 90) Mezi další statické deformity, které mohou vzniknout jako důsledek častého nošení obuvi s podpatkem, jsou kladívkovité prsty či paličkový prst (Thompson, Coughlin, 1994, p. 1587).

Při pravidelném nošení obuvi s vysokým podpatkem může vzniknout pes cavus, tedy přílišné vyklenutí nohy. Vysoký oblouk nožní klenby zdůrazňuje odlehčení středu chodidla a přesun zatížení do oblasti předonoží. Změna zatížení chodidla dále může vyústit ve vznik akutní fasciitidy (Morag, Cavanagh, 1999, pp. 367-370).

Zvýšením podpatku vzrůstají i síly vznikající během iniciálního kontaktu. Tyto síly jsou jako vlna přenášeny muskuloskeletálním systémem na proximálnější segmenty a další klouby. Během fyziologických situací je chodidlo schopno tyto síly dále rovnoměrně distribuovat, avšak chůze v obuvi, zejména obuvi s podpatkem, tuto schopnost redukuje. Boty s podpatkem chodidlo pasivně udržují v plantární flexi, subtalární kloub v supinaci a neumožňují chodidlu dostat se do pronace, která je pro absorpci sil vznikajících během iniciálního kontaktu klíčová (Snow, Williams, 1994, pp. 574-576).

Trvalé supinační postavení předonoží u žen, které podpatky nosí pravidelně, způsobuje trvalé varózní postavení chodidla (Pezzan, Sacco, João, 2009, p. 401). Změna postavení chodidla sekundárně ovlivňuje postavení kolenního kloubu. Síly, vznikající při iniciálním kontaktu, jsou přenášeny na kolenní kloub. Změnou postavení chodidla však tyto síly nejsou rozloženy rovnoměrně a dochází k přetížení zejména laterální části kolenního kloubu. Varózní síly působící na kolenní kloub způsobují jeho abdukční zatížení a vzniká fixovaná deformita kolenního kloubu- genua vara (Baliunas, Hurwitz, Ryals et al., 2002, pp. 576, 577). U některých žen dochází ke kompenzaci supinačního postavení v subtalárním kloubu everzním postavením hlezenního kloubu. Tato kompenzace však často způsobuje zvýšené zatížení mediální části kolenního kloubu. Jak zatížení laterální části kolene, tak mediální, vede k rychlejší degeneraci kloubu a rozvoji artrózy (Barkema, Derrick, Martin, 2012, p. 485). Dle Kerrigana, Todda a O'Rileyho (1998, pp. 1399-1401) působí největší varózní rotační síly na mediální aspekt kolenního kloubu. Točivý moment sil působících na koleno během stojné fáze ještě zvyšuje aktivita m. quadriceps femoris. Napětí tohoto svalu je přenášeno díky lig. patellae na patellofemorální skloubení, kde též dochází k degenerativním změnám. Během stojné fáze dochází k nárůstu síly

točivého momentu až o 23% při chůzi v obuvi s podpatkem (5cm). Informace o zatížení kolenního kloubu a zejména jeho mediálního aspektu je velmi důležitá, neboť i v běžném životě je mediální část kolenního kloubu více zatížená. Proto se zde nachází osteoartróza mnohem častěji než na laterální části kolenního kloubu.

Změny postavení kolenního kloubu vyvolávají změny v kyčelním kloubu a v postavení pánve. Dochází k vnitřní rotaci kyčelního kloubu a anteverzi pánve, což kompenzačně zvětšuje bederní lordózu. Mimo to užití obuvi s vysokým podpatkem vyžaduje vyšší míru aktivity svalů uložených posteriorně na úkor svalů uložených anteriorně. Dochází tedy k přetížení m. erector spinae, zatímco břišní svalstvo je výrazně méně aktivní. Důsledkem snahy o zajištění posturální stability je i zmenšení rozsahů hybnosti páteře u žen, které nosí obuv na vysokém podpatku pravidelně (Hansen, Childress, 2004, p. 550).

Obuv s podpatkem však může být i výhodná, například při léčbě některých onemocnění chodidla. Díky zvětšení plantárního oblouku během chůze v obuvi s podpatkem lze využít faktu, že dochází ke zkrácení plantární fascie. To může přinést úlevu při léčbě chorob jako je pocit zvýšeného napětí v oblasti středu chodidla či plantární fasciitida (Yu, Cheung, Fan et al., 2007, pp. 33-36).



## 3 CÍLE A HYPOTÉZY

### 3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zjistit změny, ke kterým dochází během chůze v obuvi s různě vysokým podpatkem u zdravých probandů. Hlavním cílem je zjištění změny svalové aktivity během chůze na elektrickém chodícím páse. K tomuto účelu byla snímána svalová aktivita pomocí povrchové elektromyografie. Druhým hlavním cílem této diplomové práce je zjištění časoprostorových změn během chůze v obuvi s různě vysokým podpatkem.

### 3.2 Vědecké otázky a hypotézy diplomové práce

***Vědecká otázka č. 1: Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi bez obuvi a mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi v různých typech obuvi?***

Hypotéza H<sub>01</sub>: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stojné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi bez podpatku:

- a) m. tibialis anterior,
- b) m. gastrocnemius lateralis,
- c) m. vastus lateralis,
- d) m. biceps femoris,
- e) m. gluteus medius,
- f) m. erector spinae,
- g) m. rectus abdominis,
- h) m. obliquus externus abdominis.

Hypotéza H<sub>02</sub>: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stojné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm):

- a) m. tibialis anterior,
- b) m. gastrocnemius lateralis,

- c) m. vastus lateralis,
- d) m. biceps femoris,
- e) m. gluteus medius,
- f) m. erector spinae,
- g) m. rectus abdominis,
- h) m. obliquus externus abdominis,

Hypotéza H<sub>03</sub>: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm):

- a) m. tibialis anterior,
- b) m. gastrocnemius lateralis,
- c) m. vastus lateralis,
- d) m. biceps femoris,
- e) m. gluteus medius,
- f) m. erector spinae,
- g) m. rectus abdominis,
- h) m. obliquus externus abdominis.

**Vědecká otázka č. 2: Existují rozdíly v časoprostorových parametrech při chůzi bez obuvi a délkou kroku v různých typech obuvi?**

Hypotéza H<sub>03</sub>: Není statisticky významný rozdíl v délce stejné fáze při chůzi bez obuvi a chůzí:

- a) v obuvi bez podpatku,
- b) v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm),
- c) v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm).

Hypotéza H<sub>04</sub>: Není statisticky významný rozdíl v kadenci při chůzi bez obuvi a chůzí:

- a) v obuvi bez podpatku,
- b) v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm),
- c) v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm).

## 4 METODOLOGIE PRÁCE

### 4.1 Charakteristika testované skupiny

Pokusu se zúčastnilo 20 žen ve věku 15-26 let. Všechny byly zdravé, nikdy neměly žádný závažný úraz, ani netrpěly žádným závažným onemocněním, které by mohlo nějakým způsobem ovlivnit výsledky výzkumu. Průměrná výška probandů byla 163,6cm ( $SO \pm 4,4$ ) a průměrná váha byla 57,8kg ( $SO \pm 8,2$ ). Anamnesticky bylo zjištěno, zda pravidelně nosí podpatky a pokud ano, jak vysoké. Zjištěné údaje jsou uvedeny v tab. 2 (viz tab. 2, s. 36). Z celkového počtu 20 probandů, 5 probandů nosí podpatky často, tedy minimálně jednou týdně, 7 probandů nosí podpatky příležitostně, 8 probandů podpatky obvykle nenosí. Za příležitostní nošení obuvi s podpatkem se považuje jejich nošení minimálně jednou měsíčně, ne však častěji. Průměrná výška podpatků nošených probandy v běžném životě byla 4,9cm ( $SO \pm 1,2$ ).

**Tab. 2** Základní anamnestické údaje

	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Četnost nošení podpatků	Průměrná výška podpatku (cm)
Probant 1	žena	24	160	63	často	8
Probant 2	žena	15	161	50	často	-
Probant 3	žena	16	154	54	často	6
Probant 4	žena	19	156	53	často	-
Probant 5	žena	22	168	65	často	5
Probant 6	žena	21	164	59	nenosí	4
Probant 7	žena	17	167	55	nenosí	-
Probant 8	žena	24	160	55	nenosí	-
Probant 9	žena	24	169	86	nenosí	4
Probant 10	žena	22	165	57	nenosí	-
Probant 11	žena	15	162	52	nenosí	-
Probant 12	žena	22	163	62	nenosí	4
Probant 13	žena	26	163	59	příležitostně	5
Probant 14	žena	24	168	65	příležitostně	5
Probant 15	žena	23	158	56	příležitostně	5
Probant 16	žena	23	169	55	nenosí	-
Probant 17	žena	21	169	51	příležitostně	4
Probant 18	žena	24	166	52	příležitostně	5
Probant 19	žena	22	164	49	příležitostně	-
Probant 20	žena	23	166	58	příležitostně	4

## 4.2 Metoda měření

Měření probíhalo v kineziologické laboratoři ve Fakultní nemocnici v Olomouci.

Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření i se způsobem zpracování naměřených hodnot a osobních informací. Svůj souhlas potvrdili podpisem informovaného souhlasu (viz příl. 1, s. 83) provedeného ve dvou vyhotoveních, z nichž kopii obdrželi. Poté byl vyplněn dotazník (viz příl. 2, s. 84), zaměřený na stav pohybového aparátu, dříve prodělaná onemocnění, traumata vzniklá během života a předchozí zkušenosti s chůzí v obuvi na podpatcích. Dále byli probandi dotázáni na svůj věk, váhu a výšku. Měření probíhala vždy ve stejné, klidné místnosti se stálou teplotou.

#### 4.2.1 Příprava měření

K měření byl využit terapeutický chodící pás značky Rehawalk® Zebris. Jedná se o systém zahrnující běžecký pás kombinovaný s reakční plošinou. Díky tomu přístroj umožňuje analyzovat krok. Jednotlivé hodnoty je možné pozorovat na obrazovce v reálném čase. Data mohou být uložena a následně zpracována.

Svalová aktivita byla snímána pomocí SEMG přístroje značky MyoSystem 2500 firmy Noraxon®. Terapeutický pás a SEMG přístroj byly synchronizovány pomocí počítačového programu MR3.

Probandi byli během měření ve spodním prádle. Na jejich tělo byly připevněny elektrody pro snímání svalové aktivity. Předpokládané místo umístění elektrody bylo očištěno abrazivní pastou, umyto mokrým ručníkem a vysušeno suchým ručníkem. Nejvhodnější místo pro přilepení dvou elektrod bylo vybráno palpačně během izometrické aktivity svalu. Na každý sval byly přilepeny dvě elektrody značky Kendall typu H92SG o velikosti 48 x 34mm. Elektrody byly připevněny kolmo k průběhu svalových vláken na střed svalového bříška, vždy ve vzájemném kontaktu svými hranami pro dodržení konstantní vzdálenosti mezi nimi. Referenční elektroda typu H124SG o průměru 24mm byla připevněna na levou patellu.

#### 4.2.2 Průběh měření

Svalová aktivita byla snímána šestnácti kanálovým elektromyografickým přístrojem MyoSystem 2500 a to pomocí těchto kanálů:

1. kanál: m. tibialis anterior sin.,
2. kanál: m. tibialis anterior dx.,
3. kanál: m. gastrocnemius lateralis sin.,
4. kanál: m. gastrocnemius lateralis dx.,
5. kanál: m. biceps femoris sin.,
6. kanál: m. biceps femoris dx.,
7. kanál: m. vastus lateralis sin.,
8. kanál: m. vastus lateralis dx.,
9. kanál: m. gluteus medius sin.,
10. kanál: m. gluteus medius dx.,

11. kanál: m. erector spinae sin. v oblasti Th/L,
12. kanál: m. erector spinae dx. v oblasti Th/L,
13. kanál: m. rectus abdominis sin.,
14. kanál: m. rectus abdominis dx.,
15. kanál: m. obliquus externus abdominis sin.,
16. kanál: m. obliquus externus abdominis dx..

Správné uložení elektrod bylo zjištěno po zapnutí SEMG přístroje pomocí křivky zobrazující svalovou aktivitu v programu MR3.

Poté byly lepicí páskou připevněny zesilovače tak, aby nedocházelo ke vzniku rušivých artefaktů vznikajících pohybem kabelů.

Probandi šli 3 minuty rychlostí 3,5km/h na chodícím páse Rehawalk® Zebris, kdy docházelo k adaptaci chůze na elektrický chodící pás. Testována byla chůze bez obuvi, chůze v obuvi bez podpatku, chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm) a chůze v obuvi s vysokým podpatkem (11cm) (viz příl. 3, s. 85). Pořadí jednotlivých typů chůze bylo určeno náhodně, pomocí kartiček.

Každá testovaná situace proběhla následovně: Proband šel na chodícím páse Rehawalk® Zebris 3 minuty rychlostí 3,5 km/h. Poté proband 2 minuty klidně stál, následně byla změřena půl minuta klidové aktivity pomocí SEMG a dále jedna minuta chůze, opět rychlosti 3,5km/h na chodícím páse Rehawalk® Zebris. Před každým měřením byl SEMG kalibrován.

## **4.3 Zpracování a vyhodnocení polyelektromyografického záznamu**

### **4.3.1 Úprava EMG signálu**

Surový SEMG záznam byl nejprve upraven v software MR3 MyoMuscle redukcí EKG artefaktů, poté byla provedena rektifikace záznamu a vyhlazení záznamu hodnotou 200 RMS.

### **4.3.2 Vyhodnocení EMG signálu**

Hodnocena byla 50s-110s záznamu. Během 50s se již terapeutický chodící pás pohyboval rychlostí 3,5km/h. Hodnocena tedy byla přesně jedna minuta záznamu.

K vyhodnocení záznamu byl použit report bilateral gait, který hodnotí svalovou aktivitu jak během stojné fáze, tak během švihové fáze. U svalů byly hodnoceny parametry area, což je plocha pod křivkou a mean, tedy průměrná hodnota signálu.

## **4.4 Statistické zpracování dat**

Data byla vyhodnocena v programu Statistica ver. 12.0.1133.2. U dat jsme nejprve ověřili normalitu Shapiro-Wilkovým W testem, která téměř u všech záznamů vyšla negativně. Jednotlivé skupiny dat byly poté porovnány pomocí Wilcoxonova párového testu pro závislé testy, neboť se všechna měření týkala jednoho probanda.

Data byla považována za statisticky významná na hladině významnosti  $p < 0,05$ .

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Vědecká otázka č. 1

Vědecká otázka č. 1 zněla: „Existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi bez obuvi a mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi v různých typech obuvi?“

K vědecké otázce č. 1 se vztahovaly 3 hypotézy zabývající se srovnáním svalové aktivity vybraných svalů. Odpověď na ně byla zjišťována pomocí EMG měření.

Vliv jednotlivých typů obuvi byl porovnáván s naměřenými hodnotami chůze naboso. Tyto hodnoty pro chůzi bez obuvi jsou uvedeny v příloze (viz příl. 4, ss. 86-87). Vliv obuvi na všechny vybrané svaly byly sledovány pomocí Wilcoxonova párového testu. Data byla označena za statisticky významná na hladině  $p < 0,05$ .

#### 5.1.1 Výsledky k hypotéze $H_01$

Hypotézu  $H_01$ : „*Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi bez podpatku a) m. tibialis anterior, b) m. gastrocnemius lateralis, c) m. vastus lateralis, d) m. biceps femoris, e) m. gluteus medius, f) m. erector spinae, g) m. rectus abdominis, h) m. obliquus externus abdominis*“ **není možné zamítnout** ve všech bodech a-h. Jednotlivé hodnoty statistické významnosti  $p$  jsou popsány v tab. 3 (viz tab. 3, s. 41). V ní jsou uvedeny i hodnoty průměrné, minimální a maximální svalové aktivity (area) i hodnoty  $p$ , které nejsou menší než 0,05. Z toho vyplývá, že rozdíly v aktivitě jednotlivých svalů nebyly statisticky významné. Přesné hodnoty SEMG jednotlivých probandů během chůze v obuvi bez podpatku jsou uvedeny v příloze 5 (ss. 88-89).

V grafu (viz graf 1, s. 42) jsou přehledně zobrazena porovnání průměrných svalových aktivit chůze naboso a chůze v obuvi bez podpatku.

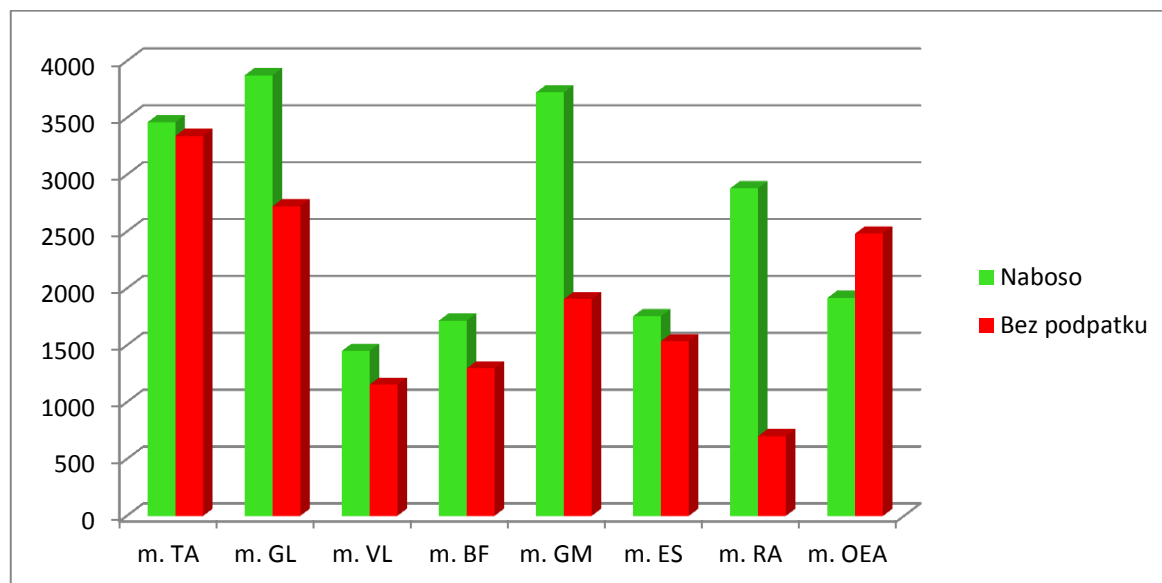


**Tab. 3** Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi bez podpatku.

	Chůze bez obuvi				Chůze v obuvi bez podpatku				Hodnota p
	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	
a) m. TA	3462	1512	10397	1706	3342	1699	113265	1684	0,676
b) m. GL	3875	1248	22295	4304	2722	914	6425	1281	0,294
c) m. VL	1451	169	7871	1440	1154	361	3434	593	0,747
d) m. BF	1718	424	16522	2547	1297	359	3794	677	0,88
e) m. GM	3725	970	45295	8136	1907	725	3688	744	0,967
f) m. ES	1757	616	7567	1200	1536	637	3175	618	0,135
g) m. RA	2882	273	66095	10547	702	232	28636	637	0,057
h) m. OEA	1918	518	21982	3747	2484	365	55698	8758	0,106

**Legenda k tabulce 1:** min.-minimum, max. – maximum, sm. odch. – směrodatná odchylka, hodnota p- dosažená hladina statistické významnosti dle Wilcoxonova testu, m. TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

**Graf 1** Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi bez podpatku



**Legenda ke grafu 1:** TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

### 5.1.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

**Hypotézu H<sub>02</sub>:** „*Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm) a) m. tibialis anterior, b) m. gastrocnemius lateralis, c) m. vastus lateralis, d) m. biceps femoris, e) m. gluteus medius, f) m. erector spinae, g) m. rectus abdominis, h) m. obliquus externus abdominis*“:

- a) zamítám
- b) nelze zamítnout
- c) zamítám
- d) zamítám
- e) zamítám
- f) nelze zamítnout
- g) nelze zamítnout
- h) zamítám.

Jednotlivé hodnoty statistické významnosti  $p$  jsou popsány v tabulce (viz tab. 4, s. 44). Zde také nalezneme průměrné hodnoty svalové aktivace všech probandů, minimální a maximální hodnoty a směrodatnou odchylku. Rozdíly mezi chůzí naboso a chůzí ve středně vysokých podpatcích (6cm) můžeme pozorovat jak v tabulce, tak v grafu (viz graf 2, s. 45), který přehledně ukazuje svaly, jejichž aktivita byla během chůze na podpatcích významně vyšší. V grafu můžeme jasně pozorovat statisticky významně zvýšenou aktivitu (tmavě červená barva) m. TA, m. VL, m. BF, m. GM, m. OEA. Svaly, jejichž aktivita nebyla statisticky významná, či dokonce byla nižší, byly m. GL, m. ES, m. RA. Tyto svaly jsou v grafu zobrazeny světle červenou barvou.

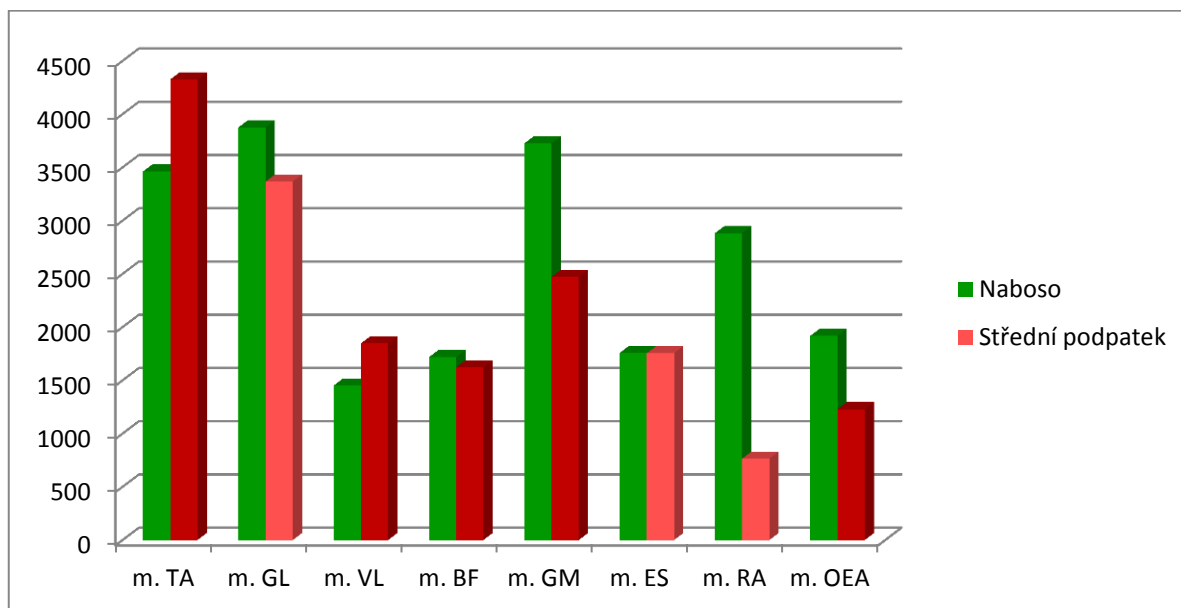
Přesné hodnoty SEMG jednotlivých probandů během chůze v obuvi se středním podpatkem jsou uvedeny v příloze 6 (ss. 90-91).

**Tab. 4** Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi se středně vysokým podpatkem.

	Chůze bez obuvi				Chůze v obuvi bez podpatku				Hodnota p
	Průměr r	Min.	Max.	Sm. odch.	Průměr r	Min.	Max.	Sm. odch	
a) m. TA	3462	1512	10397	1706	4326	1855	34622	5036	0,003
b) m. GL	3875	1248	22295	4304	3366	1339	6303	1044	0,08
c) m. VL	1451	169	7871	1440	1847	525	5405	879	0,000
d) m. BF	1718	424	16522	2547	1622	772	4110	788	0,001
e) m. GM	3725	970	45295	8136	2471	1087	6279	1087	0,000
f) m. ES	1757	616	7567	1200	1755	887	3784	665	0,052
g) m. RA	2882	273	66095	10547	765	280	3052	586	0,178
h) m. OE A	1918	518	21982	3747	1229	558	3737	623	0,029

**Legenda k tabulce 4:** min.-minimum, max. – maximum, sm. odch. – směrodatná odchylka, hodnota p- dosažená hladina statistické významnosti dle Wilcoxonova testu, m. TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

**Graf 2** Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem



**Legenda ke grafu 2:** TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

### 5.1.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

Hypotézu H<sub>03</sub>: „*Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (area) během stejné fáze krokového cyklu mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm) a) m. tibialis anterior, b) m. gastrocnemius lateralis, c) m. vastus lateralis, d) m. biceps femoris, e) m. gluteus medius, f) m. erector spinae, g) m. rectus abdominis, h) m. obliquus externus abdominis*“:

- a) zamítám
- b) nezamítám
- c) zamítám
- d) zamítám
- e) nezamítám
- f) zamítám
- g) nezamítám
- h) nezamítám

Wilcoxonovým testem byly porovnány statistické významnosti aktivity svalů (area) během chůze bez obuvi a chůze ve vysokých podpatcích. Statisticky významná na hladině  $p < 0,05$  byla aktivita m. TA, m. VM, m. BF, m. ES. Statistiky nevýznamnou aktivitu můžeme pozorovat u m. GL, m. GM, m. RA, m. OEA. Svaly, jež se aktivovaly statisticky významně během chůze ve vysokých podpatcích (11cm) jsou v grafu 3 (viz graf 3, s. 48) zobrazeny tmavě červenou barvou, svaly u nichž nulovou hypotézu  $H_0$  zamítnout nemůžeme, jsou světle červenou barvou. Výsledky popisné statistiky pro hypotézu  $H_0$  jsou uvedeny v tabulce 5 (tab. 5 s. 45).

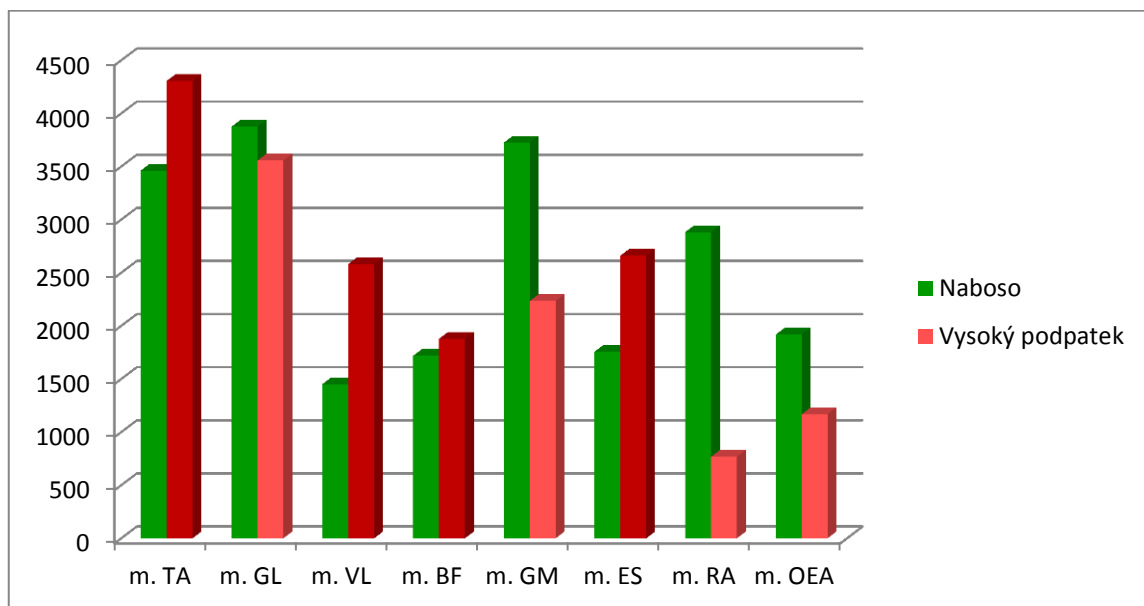
Přesné hodnoty SEMG jednotlivých probandů během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem jsou uvedeny v příloze 7 (ss. 92-93).

**Tab. 5** Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi s vysokým podpatkem.

	Chůze bez obuvi				Chůze v obuvi bez podpatku				Hodnota p
	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	
a) m. TA	3462	1512	10397	1706	4306	3005	10753	2009	0,008
b) m. GL	3875	1248	22295	4304	3566	2345	6872	980	0,059
c) m. VL	1451	169	7871	1440	2582	622	6111	1387	0,000
d) m. BF	1718	424	16522	2547	1878	817	3859	793	0,000
e) m. GM	3725	970	45295	8136	2234	743	4133	882	0,071
f) m. ES	1757	616	7567	1200	2661	927	25590	3799	0,000
g) m. RA	2882	273	66095	10547	767	310	3165	595	0,166
h) m. OEA	1918	518	21982	3747	1168	584	2790	454	0,085

**Legenda k tabulce 5:** min.-minimum, max. – maximum, sm. odch. – směrodatná odchylka, hodnota p- dosažená hladina statistické významnosti dle Wilcoxonova testu, m. TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

**Graf 3** Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi s vysokým podpatkem



**Legenda ke grafu 3:** TA – m. tibialis anterior, m. GL – m. gastrocnemius lateralis, m. VL – m. vastus lateralis, m. BF – m. biceps femoris, m. GM- m. gluteus medius, m. ES- m. erector spinae, m. RA- m. rectus abdominis, m. OEA- m. obliquus externus abdominis

## 5.2 Vědecká otázka č. 2

Vědecká otázka č. 2 zněla: *Existují rozdíly v časoprostorových parametrech při chůzi bez obuvi a délkou kroku v různých typech obuvi?*

Vědecká otázka č. 2 se zabývala porovnáním délky stojné fáze (v cm) během chůze v různých typech obuvi. K této vědecké otázce se vztahovaly dvě hypotézy. Ke statistickému vyhodnocení obou hypotéz byla použita data získaná na chodícím pásu Rehawalk® Zebris a jeho integrované reakční plošině. Vliv jednotlivých typů obuvi na stereotyp chůze byl porovnáván s naměřenými hodnotami chůze naboso. Tyto hodnoty pro chůzi bez obuvi jsou uvedeny v příloze. Vliv obuvi na časoprostorové charakteristiky chůze byl sledován pomocí Wilcoxonova párového testu. Data byla označena za statisticky významná na hladině  $p < 0,05$ .



### 5.2.1 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

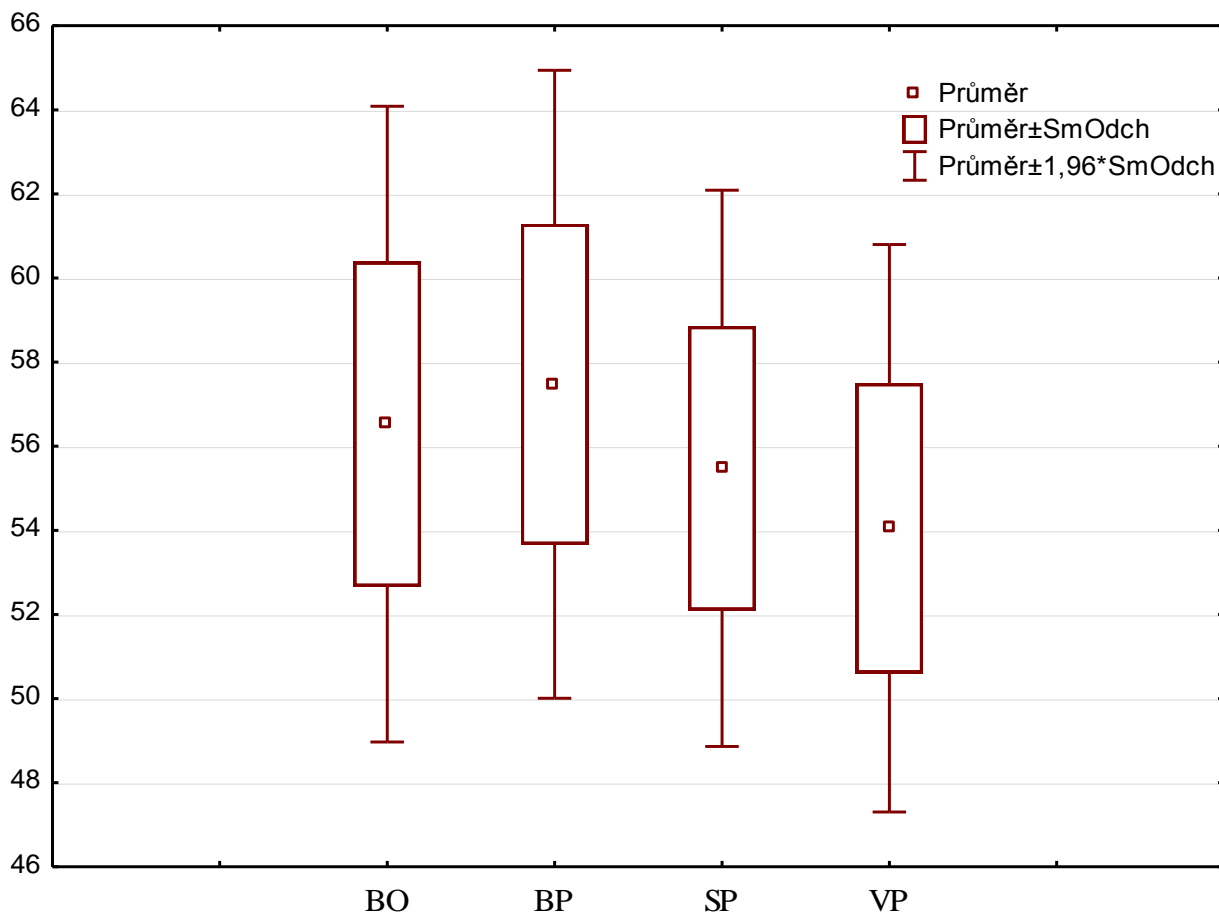
**Hypotézu H<sub>04</sub>:** „*Není statisticky významný rozdíl v délce stejné fáze při chůzi bez obuvi a chůzi a) v obuvi bez podpatku, b) v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm) a c) v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm)*“ **zamítám ve všech bodech a-c.** Chůze v obuvi statisticky významně mění délku stejné fáze krokového cyklu. Se zvyšující se výškou podpatku roste i hladina statistické významnosti, což dokládá i tabulka 6 a graf 4 (viz graf 4, s. 50). Přesné hodnoty délek stejné fáze jednotlivých probandů uvedeny v příloze 8 (s. 94).

**Tab. 6** Popisná statistika délky stejné fáze (v cm) během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi

	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	Hodnota p
Chůze bez obuvi	56	43	64	3,85	-
Chůze v obuvi bez podpatku	57	45	64	3,8	0,005
Chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem	55	47	61	3,37	0,008
Chůze v obuvi s vysokým podpatkem	54	44	58	3,44	0,000

**Legenda k tabulce 6:** min.-minimum, max. – maximum, sm. odch. – směrodatná odchylka, hodnota p- dosažená hladina statistické významnosti dle Wilcoxonova testu

**Graf 4** Statistické porovnání délky stojné fáze (v cm) během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi



**Legenda ke grafu 4:** BO-chůze bez obuvi, BP-chůze v obuvi bez podpatku, SP-chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem, VP- chůze v obuvi s vysokým podpatkem

### 5.2.2 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

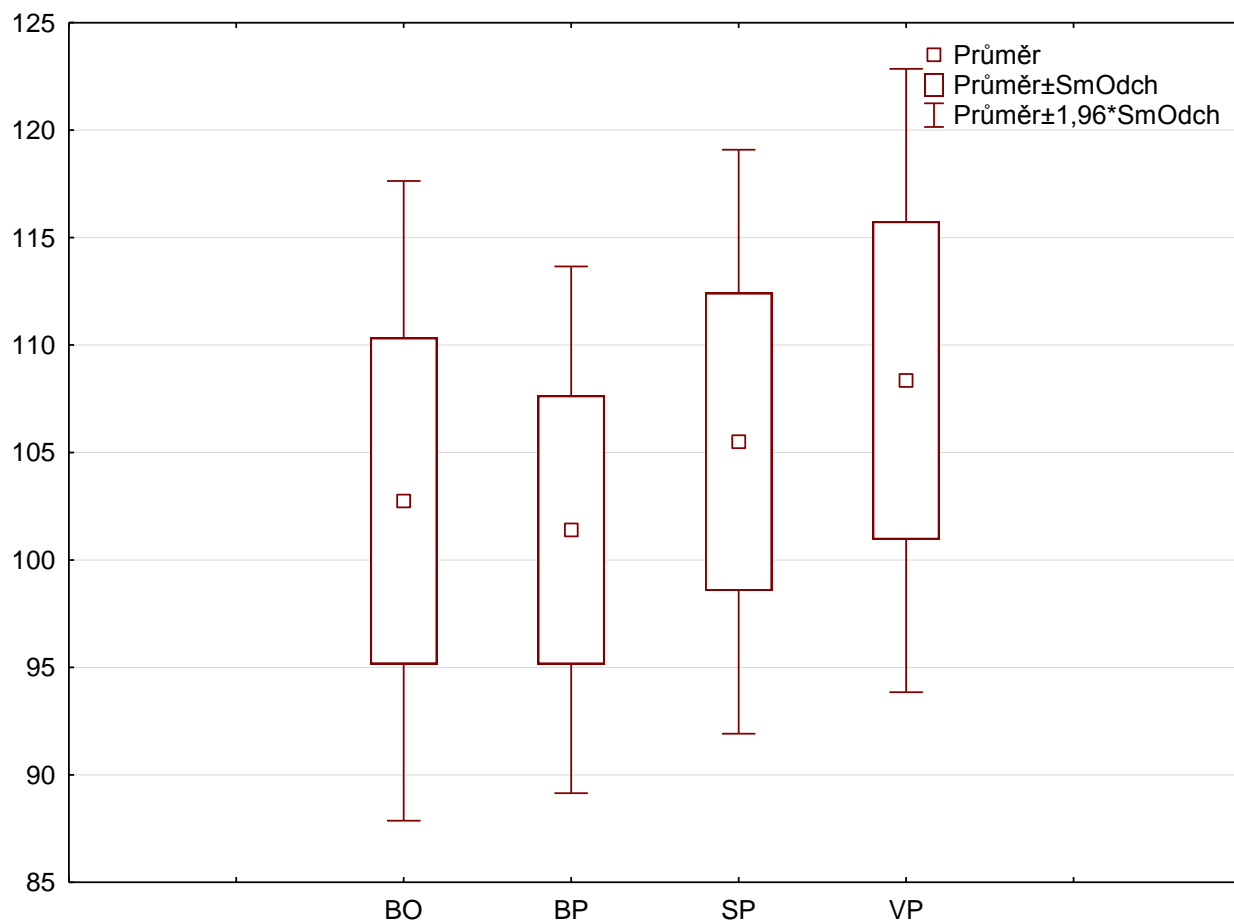
**Hypotézu H<sub>05</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v kadenci při chůzi bez obuvi a chůzi a) v obuvi bez podpatku, b) v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm) a c) v obuvi s vysokým podpatkem (11 cm)“ **zamítám ve všech podmínkách a-c.** Chůze jak v obuvi bez podpatku, tak v obuvi s různě vysokým podpatkem statisticky významně ovlivňuje kadenci. Se zvyšujícím se podpatkem roste i kadence. Tyto informace jsou uvedeny v tab. 7 (viz tab. 7, s. 51) i grafu 5 (viz graf 5, s. 52). Přesné hodnoty kadence jednotlivých probandů uvedeny v příloze 9 (s. 95).

**Tab. 7** Popisná statistika kadence během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi

	Průměr	Min.	Max.	Sm. odch.	Hodnota p
Chůze bez obuvi	102	90	117	7,59	-
Chůze v obuvi bez podpatku	101	90	114	6,25	0,045
Chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem	105	96	122	6,93	0,009
Chůze v obuvi s vysokým podpatkem	108	101	125	7,4	0,001

**Legenda k tabulce 7:** min.-minimum, max. – maximum, sm. odch. – směrodatná odchylka, hodnota p- dosažená hladina statistické významnosti dle Wilcoxonova testu

**Graf 5** Statistické porovnání kadence během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi



**Legenda ke grafu 5:** BO-chůze bez obuvi, BP-chůze v obuvi bez podpatku, SP-chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem, VP- chůze v obuvi s vysokým podpatkem

## 6 DISKUZE

Cílem kapitoly diskuze bude zhodnocení výsledků výzkumu, propojení informací z teoretické části s praktickými informacemi o chůzi v různých typech obuvi a porovnání našich výsledků s dalšími aktuálními odbornými studiemi.

Ačkoli je chodidlo obvykle vnímáno jako statická, či částečně statická struktura, která pouze nese váhu těla, vyvinula se původně k optimalizaci chůze a je proto dynamickou strukturou. Chůze v terénu vyžaduje flexibilní přizpůsobení se zevním podmínkám (Rodgers, 1988, p. 1822). Během chůze v obuvi, zejména obuvi s podpatkem, je motorika chodidla omezena. Díky podpatkům se chodidlo dostává do plantární flexe, zejména během stojné fáze chůze, což není pro krokový mechanismus přirozené. Dále dochází ke zmenšení opěrné plochy a těžiště těla se přesouvá více dopředu. Důsledkem těchto změn se mění celá biomechanika chůze.

Chůze na podpatku je energeticky mnohem náročnější, než chůze naboso (Ebbeling, Hamill, Crussemeyer, 1994, p. 195). Je proto vhodné zjistit, které svaly se během chůze v obuvi, zejména v obuvi s podpatkem, aktivují výrazněji a pomáhají tak organismu se adaptovat na změnu podmínek.

Obuv s podpatkem je u žen velmi oblíbená. Trendem poslední doby je nošení obuvi s vysokým podpatkem častěji, než s podpatkem nízkým. Obuv na podpatku opticky prodlužuje dolní končetiny, dochází ke vzpřímenému držení těla. Častým jevem je zvětšení bederní lordózy a vysunutí sedacích svalů vzad (Morris, White, Morrison et al., 2013, p. 179).

### 6.1 Výběr svalů

Na základě dřívějších studií jsme k hodnocení chůze vybrali snímání elektromyografické aktivity svalů. Vlivem podpatků se chodidlo dostává do plantární flexe. **M. tibialis anterior** (m. TA) je sval, který je i během chůze naboso vysoce aktivní. Vlivem podpatků se chodidlo pasivně dostává do plantární flexe. Vyžaduje-li tedy krokový mechanismus dorzální flexi v hleznu, je nutná jeho vyšší míra aktivity. Z tohoto důvodu bylo velice zajímavé jeho aktivitu pozorovat.

Plantární flexí dochází k protažení mm. gastrocnemii, které jsou tímto facilitovány a dle Ebbelinga, Hamilla a Crussemeyera (1994, p. 195) dochází k jejich tonizaci a následně k vyšší míře aktivity.

Za důsledek častého a dlouhodobého nošení podpatků bývá označována předčasná osteoartróza kolenního kloubu (Kerrigan, Todd, O'Riely, 1998, pp. 1399-1400) či patellofemorální syndrom (Edwards, Dixon, Kent et al., 2008, p. 2). Jedním z příčin vzniku těchto patologií je dle Kerrigana, Todda a O'Rileyho (1998, pp. 1399-1400) nutnost využití aktivity mm. gastrocnemii v oblasti hlezenního kloubu a jejich snížená schopnost stabilizovat kolenní kloub. To bylo i jedním z důvodů pro výběr **m. gastrocnemius lateralis** (m. GL) pro měření.

Stehenní svaly se významně podílí na chůzi obecně. Zajímalo nás, jak se jejich aktivita změní během chůze v různých typech obuvi. K měření jsme vybrali **m. vastus lateralis** (m. VL) jako zástupce extenzorů kolene. Současně se jedná o sval, který se podílí na stabilizaci kolenní kloubu. Ze skupiny flexorů kolenního kloubu byl k měření vybrán **m. biceps femoris** (m. BF).

Podpatky mají poměrně malou kontaktní plochu se zemí. Zejména během iniciálního kontaktu, ale i během celé stojné fáze je zmenšena plocha kontaktu chodidla se zemí. Je tedy nutné větší zapojení stabilizačních mechanismů. **M. gluteus medius** (m. GM) patří mezi významné stabilizátory pánve. Položili jsme si tedy otázku, jak chůze v obuvi s různě vysokým podpatkem ovlivní jeho aktivitu.

Během chůze dochází k jemným pohybům trupu a je nutné zajistit jeho stabilitu. Pánev se při chůzi pohybuje ve všech třech rovinách, sagitální, frontální i transverzální. Na tyto pohyby reagují trupové svaly (Waters, Morris, 1972, p. 191). Pokud posturální situaci ještě ztížíme chůzí v obuvi s podpatky, lze očekávat jejich vyšší míru aktivity. Ebbeling, Hamill a Crussemeyer (1994, p. 195) popisují zvětšení bederní lordózy, tonizaci břišního svalstva, vysunutí gluteální oblasti vzad a hrudníku vpřed. Zjišťovali jsme tedy, jak na tyto změny reaguje **m. erector spinae** (m. ES), zejména v oblasti Th/L přechodu. Trupové svaly se také často uplatňují během posturálně nestabilních situací. Pokud zvládnutí posturálně nestabilních situací není optimalizováno na nižších úrovních, jako je oblast hlezenního, kolenního či kyčelního kloubu je nutné zajistit stabilitu proximálnějšímími segmenty. Z tohoto důvodu jsme se rozhodli hodnotit i trupové svaly. Kromě m. ES byli vybráni dva zástupci břišních

svalů, konkrétně **m. rectus abdominis** (m. RA) a **m. obliquus externus abdominis** (m. OEA).

## 6.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

První vědeckou otázkou bylo, zda existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi bez obuvi a mezi svalovou aktivitou (area) při chůzi v různých typech obuvi. K odpovědi na tuto otázku jsme využili měření svalové aktivity pomocí SEMG.

Naměřené hodnoty jsme poté u různých typů obuvi porovnali s chůzí naboso.

### **M. tibialis anterior**

M. TA má během chůze dvě období aktivity. Ke kontrakci m. TA dochází okamžitě při iniciálním kontaktu a poté během odlepení palce na konci stojné a začátku švihové fáze (Rodgers, 1988, p. 1825; Mokošáková, Hlavačka, 2012, p. 188). Tento sval zajišťuje stabilizaci hlezenního kloubu a podporuje nožní klenbu. Během midstance tuto funkci přebírá m. peroneus longus (Rodgers, 1988, p. 1825, 1826).

Naše výsledky ukazují, že v aktivitě m. TA během chůze naboso či v obuvi bez podpatku není téměř žádný rozdíl. Významnou změnu však můžeme pozorovat jak během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem, tak v obuvi s vysokým podpatkem.

Mika, Oleksy, Mika et al. (2012, p. 679) uvádí nárůst svalové aktivity m. TA během iniciálního kontaktu při porovnání chůze na vysokém podpatku (10 cm) a chůze bez obuvi. Prodloužení a zvýšení aktivity m. TA během iniciálního kontaktu roste s výškou podpatku (Mika, Oleksy, Mika et al., 2012, p. 680; Mokošáková, Hlavačka, 2012, p. 186-187). Většina žen při chůzi v obuvi s podpatkem nedošlapuje během chůze na patu, jak je tomu během chůze bez obuvi, ale na celé chodidlo. Napětí m. TA je důležité k tomu, aby k prvnímu kontaktu chodidla s podložkou došlo podpatkem (Mokošáková, Hlavačka, 2012, pp. 186-187). Napětí svalu je také nesmírně důležité pro stabilizaci hlezenního kloubu a tím i celého chodidla při iniciálním kontaktu (Lee,

Jeong, Freivalds, 2001, p. 324; Mokošáková, Hlavačka, 2012, pp. 186-187). Vyšší míra aktivity m. TA může vést k přetížení kolene (Mika, Oleksy, Mika et al., 2012, p. 680).

Dle Mokošákové a Hlavačky (2012, p. 185) dochází při chůzi v obuvi s podpatkem na konci švihové fáze a na počátku stojné fáze ke ko-kontrakci m. TA a m. GL. Avšak Mika, Oleksy, Mika et al. (2012, p. 680) během toe off nezaznamenali rozdíl v míře aktivity m. TA při chůzi v obuvi s podpatky a bez nich. I Mokošáková a Hlavačka (2012, p. 188) popisují nižší aktivitu m. TA během toe off. Jeho aktivita však nastupuje dříve při chůzi na podpatcích než naboso. Tuto skutečnost vysvětlují tím, že díky podpatkům se chodidlo již během midstance nachází v plantární flexi. Optimální míry plantární flexe pro odraz je dosaženo mnohem dříve (Mokošáková, Hlavačka, 2012, p. 188).

Zvýšenou míru aktivity m. TA nepotvrdila studie Stefanyshyn, Nigg, Fisher et al. (2000, p. 312), kteří však testovali pouze obuv s nízkým a středně vysokým podpatkem (1,4cm; 3,7cm; 5,4cm; 8,5cm).

Obuv na vysokém podpatku (10cm) omezují ROM kolenního a hlezenního kloubu. Dochází ke zvýšení flexe kolene (Stefanyshyn, Nigg, Fisher et al., 2000, p. 311) a snížení everze hlezenního kloubu během iniciálního kontaktu.

## **M. gastrocnemius lateralis**

M. GL má během chůze dva vrcholy aktivity. První vrchol nastává během celé stojné fáze kroku. Během midswing se objevuje druhý vrchol aktivity, ovšem již nižší. Se stoupající výškou podpatku se objevuje i třetí vrchol před koncem kroku, během terminal swing (Mokošáková, Hlavačka, 2012, p. 187).

Dle našich výsledků aktivita m. GL během chůze v obuvi bez podpatků byla nižší, než během chůze naboso. S tímto fenoménem se nesečkala zatím žádná z publikovaných studií. Ke snížení svalové aktivity došlo dokonce i během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem. Naše výsledky však nekorespondují s údaji publikovanými v EBM studiích. Pokles svalové aktivity během chůze v obuvi bez podpatku jsme zaznamenali v dvaceti případech ze čtyřiceti měřených. Pokud porovnáme chůzi v obuvi se středně vysokým podpatkem s chůzí naboso, vidíme



pokles aktivity v třinácti případech, ze čtyřiceti měřených. Ani během chůze v obuvi s vysokým podpatkem nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v aktivitě m. GL. K poklesu aktivity v tomto případě již docházelo minimálně, přesto jsme však zvýšení aktivity nepozorovali.

Joseph a Nightingale (1952, p. 486) informují, že laterální hlava m. gastrocnemius je udržována v kontrakci během celé doby chůze v obuvi s vysokými podpatky (6cm). S udržováním konstantní kontrakce Mika, Oleksy, Mika et al. (2012, p. 680) nesouhlasí, z jejich studie však vyplývá, že dochází k vyšší amplitudě aktivace m. GL.

Důsledkem chůze v obuvi s podpatky je zvýšená plantární flexe. Ta se fyziologicky během chůze vyskytuje během terminal stance. Důsledkem pasivního nastavení plantární flexe je snížená momentová síla plantárních flexorů během toe off (Stefanyshyn, Nigg, Fisher et al., 2000, p. 315). Pasivní nastavení plantární flexe také mění přirozenou délku svalových vláken m. GL. Ta jsou zkrácena a aktivní napětí vznikající během kontrakce svalu je menší. Pokud je obuv s podpatky nošena pravidelně, musí m. GL vyvinou mnohem víc síly ke zvednutí chodidla při přechodu z midstance do toe off (Gefen, Megido-Ravid, Itzak et al., 2000, p. 632).

Srivastava, Mishra a Tewari (2012, p. 168) zjistili statisticky významně zvýšenou aktivitu m. soleus lateralis během chůze na podpatcích o výšce 6 a 9cm. Toto zvýšení svalové aktivity vysvětlují nutností kontroly zvýšené plantární flexe. Aktivita m. triceps surae tedy roste se zvýšenou nutností stabilizovat hlezenní kloub.

U žen, které pravidelně nosí podpatky (minimálně dvakrát týdně) byla zjištěna nižší míra únavy m. GL v porovnání s ženami, které podpatky nenosí (Srivastava, Mishra, Tewari, 2012, p. 168). K únavě m. GL dochází mnohem rychleji než m. gastrocnemius medialis a to jak u žen které podpatky nenosí, tak u žen, které nosí obuv s podpatky pravidelně (Gefen, Megido-Ravid, Itzak et al., 2000, p. 630). M. GL u žen, které nosí pravidelně obuv s podpatky je mnohem zranitelnější a citlivější, než u žen, které obuv s podpatky nenosí (Gefen, Megido-Ravid, Itzak et al., 2000, p. 631).

Únava m. GL vede ke změně sil, které jsou přenášeny Achillovou šlachou na calcaneus, což může vést k náklonu kostních struktur nohy laterálně (Gefen, Megido-Ravid, Itzak et al., 2000, p. 631). Během heel strike je největší zatížení chodidla lokalizováno na střed paty. Nejzatíženější oblastí chodidla během chůze v obuvi s podpatkem je laterální strana chodidla a prsty během midstance. Během toe

off je pata a laterální hrana chodidla nad podložkou, tedy veškerá zátěž spočívá na předonoží, zejména na hlavičkách metatarzů (Yu, Cheung, Wong et al., 2013, pp. 2071, 2072).

## **M. vastus lateralis**

Obuv s podpatky zvyšuje plantární flexi, kompenzačně dochází ke zvětšení flexe kolenního a kyčelního kloubu během počátečních fází stojné fáze. Dochází tak k posunutí těžiště více vpřed a je nutná vyšší míra stabilizace trupu. Podpatky dále způsobují prodloužení vzdálenosti mezi zemí a kolenním kloubem. To zvětšuje páku sil, které flektují kolenní kloub. Kompenzačně je nutná vyšší míra aktivity extensorů kolene (Esenyel, Walsh, Walden et al., 2003, pp. 30-31).

M. VL je součástí m. quadriceps femoris, který extenduje kolenní kloub. Společně s dalšími hlavami m. quadriceps femoris funguje jako tlumič nárazů na kolenní kloub a to zejména během initial contact, kdy na končetinu působí hmotnost celého těla. Na začátku stojné fáze je tento sval aktivní excentricky, kdy zabraňuje kolapsu kolenního kloubu a umožňuje pomalé postupné zvyšování flexe kolene. Dalším obdobím výraznější aktivity m. VL je preswing a initial swing. Zde opět můžeme nalézt excentrickou aktivitu tohoto svalu (Cuccurullo, 2004, p. 413).

Síly vyvíjené m. VL za účelem vyhnutí se překážce či následnému pádu nejsou obvykle využity, neboť stabilizace je dosaženo díky m. TA. Proto během chůze v obuvi na podpatcích nebyla statisticky zjištěna významná změna aktivity m. VL (Lee, Jeong, Freivalds, 2001, p. 324). S tímto tvrzením však dle našich výsledků nemůžeme souhlasit. Chůzí naboso a chůzí v obuvi bez podpatků jsme získali velmi podobné hodnoty. Toto zjištění není překvapivé, neboť obě situace jsou si posturálně velmi podobné. Zato chůze na podpatcích, a to jak středně vysokých, tak vysokých, je již balančně poměrně náročnou záležitostí, při níž je aktivita m. VL výrazná. Aby tělo lépe reagovalo na nestabilní situaci, je kolenní kloub udržován v neustálé mírné flexi a je tedy vyžadována vyšší míra svalové aktivity a stabilizace kloubu nemůže být zajišťována pouze pasivními strukturami (Barkema, Derrick, Martin, 2012, pp. 484-485). Průměrné hodnoty aktivity (area) vzrostly z 1451 $\mu$ V na 1847 $\mu$ V u chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem a u chůze v obuvi s vysokým podpatkem dokonce

na hodnotu  $2582\mu\text{V}$ . Z toho vyplývá, že m. VL je svaelem, který se během chůze na podpatcích významně uplatňuje.

## **M. biceps femoris**

Význam m. BF není pouze v prevenci kolapsu kolenního kloubu, je též spolu s dalšími svaly kyčelního a kolenního kloubu zodpovědný za udržování postury a stability proximálních částí těla, tedy hlavy, horních končetin a trupu (Winter, Yack, 1987, p. 407). Během chůze lze pozorovat zejména jeho excentrickou aktivitu, která je nejméně výraznější na začátku stojní fáze, poté na jejím konci a na začátku fáze švihové (Cuccurullo, 2004, p. 413).

Stefanyshyn, Nigg, Fisher et al. (2000, p. 315) nepřipouští žádné rozdíly v aktivitě m. BF během chůze v obuvi s různě vysokým podpatkem (1,4cm; 3,7cm; 5,4cm; 8,5cm). S tím se však naše výsledky rozcházejí. Během chůze v obuvi bez podpatku došlo k mírnému snížení aktivity m. BF. Ovšem během chůze v obuvi s podpatky již došlo k významnému nárůstu aktivity tohoto svalu. Během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem byla hladina statistické významnosti 0,001, během chůze v obuvi s vysokými podpatky byla statistická významnost ještě vyšší.

## **M. gluteus medialis**

V odborné literatuře se nevyskytuje studie, která by se zabývala vlivem obuvi, zejména obuvi s podpatky, na míru aktivity m. GM. Tato skutečnost je zajímavá, neboť m. GM je významným stabilizátorem pánve a chůze v nestabilní obuvi, kterou obuv s podpatky bezesporu je, by jej měla ovlivnit.

Tento předpoklad náš výzkum potvrdil pouze u chůze ve středně vysokých podpatcích, zato však na hladině vysoké statistické významnosti  $p=0,000429$ . Překvapivým zjištěním proto je, že aktivita tohoto svalu nebyla statisticky významná během chůze v obuvi s vysokým podpatkem. Zde jsme dosáhli hladinu významnosti pouze 0,07. Jeho průměrná aktivita dokonce klesla v porovnání s chůzí naboso. Pokud

bychom však data neporovnávali statisticky a hodnotili pouze zda došlo, či nedošlo k nárůstu aktivity, dojdeme ke zjištění, že u sedmi probandů k vzrůstu aktivity m. GM nedošlo a u třinácti probandů byla aktivita vyšší. V tomto případě se projevila individuální rozdílnost, avšak klinicky bychom změnu aktivity m. GM i během chůze na vysokých podpatcích zamítat neměli.

Interesantní je také informace, kterou přináší studie Birda, Bendrupse a Payna (2002, pp. 87, 88), kteří hodnotili timing zapojení m. GM během chůze v obuvi s podpatky. Došli k závěru, že během chůze v obuvi s podpatky se m. GM zaktivuje později v porovnání s chůzí v obuvi bez podpatku a to v průměru o 2%. Tento malý rozdíl však považují za klinicky významný, neboť denně člověk provede tisíce kroků.

## **M. erector spinae**

Nejvýraznější aktivita m. ES je během švihové fáze. Jeho aktivita začíná na straně páteřní dolní končetiny při initial swing. Během midswing se přidává aktivita i druhostranného m. ES.

Během chůze v obuvi s podpatkem dochází ke zvětšení flexe v bederní oblasti, také dochází k posunu těžiště těla výš. Bylo zjištěno, že během chůze na středně vysokém (4,5cm) a vysokém podpatku (8cm) m. ES významně zvyšuje svalovou aktivitu v oblasti L4, jako důsledek kompenzačních mechanismů k zajištění stability. Lee, Jeong a Freivalds (2001, p. 325) takto došli k závěru, že chůze v obuvi na podpatcích dlouhodobě ovlivňuje bederní lordózu, což může způsobit low back pain, ačkoli signifikantní zvýšení aktivity v oblasti L1/L2 již nezjistili.

My jsme hodnotili svalovou aktivitu m. ES v Th/L oblasti. Při chůzi v obuvi bez podpatků došlo ke snížení jeho průměrné aktivity. Ani chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem nebyla dostatečně významným podnětem pro jeho zvýšenou aktivitu. Z toho lze usuzovat, že kompenzační mechanismy nutné pro stabilizaci trupu byly dostatečné již na nižších segmentech. Nedostatečná stabilizace se projevila až u obuvi s vysokým podpatkem, kdy již byla aktivita m. ES statisticky významně vyšší.

Další možné vysvětlení statisticky nevýznamné aktivity m. ES přináší Bird, Bendrups a Payne (2002, pp. 87, 88), kteří zjistili, že m. ES se během chůze v obuvi s podpatkem (8cm) zapojuje dříve.

Barton, Coyle a Tinley (2009, p. 604) však již při chůzi v obuvi s podpatkem výšky 2cm zjistili 5% nárůst aktivity během iniciálního kontaktu.

## **M. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis**

Břišní svaly můžeme považovat za antagonisty m. ES. V naší studii byl hodnocen m. RA a m. OEA.

Barton, Coyle a Tinley (2009, p. 604) taktéž zkoumali aktivitu m. OEA během chůze v obuvi s vysokým podpatkem. Aktivita tohoto svalu během chůze v obuvi s podpatkem vysokým 2cm nebyla statisticky významně vyšší. V našem výzkumu aktivita tohoto svalu během chůze v obuvi bez podpatku taktéž nebyla statisticky významná, stejný výsledek přinesla i chůze v obuvi s vysokým podpatkem. Zajímavou skutečností však je významně vyšší aktivita během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm).

Stabilizační mechanismy zajišťující posturální stabilitu obvykle začínají distálními segmenty a postupují kraniálně. Břišní svalstvo i zádové svaly se nacházejí relativně proximálně. Během chůze v obuvi s podpatkem tedy dochází k využití adaptačních mechanismů v oblasti nohy a hlezenního kloubu, kolenního kloubu i kyčelního kloubu. Pokud tyto mechanismy nejsou dostatečné, mohou se adaptační mechanismy objevit i v oblasti pánve a bederní páteře. Jedná se zřejmě již o velmi individuální mechanismy. Je tedy obtížné hodnotit celou skupinu jako celek. U některých probandů došlo během chůze v obuvi s podpatkem ke zvýšení aktivity m. ES, u jiných ke zvýšení aktivity m. RA či m. OEA. Různou interindividuální aktivitu m. ES a m. OEA popisují i Barton, Coyle a Tinley (2009, p. 604).

M. RA nebyl hodnocen žádnou nalezenou EBM studií. Obecně je jen málo studií zabývajících se vlivem chůze v obuvi s podpatkem a trupovými svaly. Toto zjištění je poměrně překvapivé, neboť mnohé studie se zmiňují o vlivu podpatků na vznik low back pain a aktivita břišní muskulatury se vznikem tohoto syndromu jistě souvisí.

V naší studii aktivita m. RA nevyšla statisticky významně v žádné z hodnocených situací. Během chůze v obuvi s plochou podrážkou dokonce aktivita poměrně výrazně klesla, z průměrné hodnoty 2882 $\mu$ V zjištěné u chůze naboso

na hodnotu 702 $\mu$ V naměřené během chůze v obuvi bez podpatku. Tento nižší trend aktivity byl zjištěn i u obuvi se středně vysokým a vysokým podpatkem.

### 6.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Ve vědecké otázce č. 2 jsme se zabývali časoprostorovými charakteristikami chůze.

Hodnotili jsme délku kroku, která byla se zvyšující se výškou podpatku statisticky významně menší. Průměrná hodnota délky kroku během chůze naboso byla 56cm, u chůze v obuvi s vysokým podpatkem (11cm) to bylo jen 54cm.

Studie Nwankwa, Egwuonwa, Ezeukwa et al. (2012, pp. 12-13) taktéž informuje o změně délky kroku během chůze na podpatcích. Krok byl dle jejich výzkumu významně kratší, což přisuzují větší opatrnosti během chůze. Jedná se zřejmě o adaptační mechanismus reagující na elevaci paty a posun těžiště vpřed. Zkrácení kroku považují za prevenci pádu a posturální nestability.

Dle Esenyel, Walsh, Walden et al. (2003, p. 28) chůze v obuvi s podpatky redukuje rychlost chůze o 6%. Dále dochází ke zkrácení kroku, v průměru ze 137cm (chůze bez obuvi) na 131cm (obuv s vysokými podpatky).

Lord a Bashford (1996, pp. 683, 684) neshledali žádné významné rozdíly při porovnání kadence během chůze v obuvi bez podpatku a s nízkým podpatkem. To je podle nich dáno téměř nezměněnou biomechanikou chodidla a nezměněným somatosenzorickým biofeedbackem. Dle našich výsledků chůze v obuvi bez podpatku a v obuvi s různě vysokým podpatkem kadenci mění. Pokud bychom porovnali chůzi bez obuvi s obuvi bez podpatků, rozdíly v kadenci byly malé, přesto však statisticky významné. Během chůze v obuvi se středně vysokým a vysokým podpatkem již docházelo k větším rozdílům. K těmto závěrům dospěl i Morris, White, Morrison et al. (2013, p. 178).

Vysvětlením rozdílů našeho měření a měření Lorda a Bashforda může být rozdílnost měření. Během našeho výzkumu probandi šli na chodícím páse konstantní rychlostí, ve výzkumu Lorda a Bashforda chodili probandi vlastní rychlostí, tedy nebyli nuceni ke změně kadence.

Změna časoprostorových charakteristik chůze je jen důsledkem změněné kinematiky hlezenního kloubu a varozitou kolenního kloubu. V obuvi s podpatky se noha nachází v plantární flexi, těžiště se posunuje směrem dopředu a vzhůru, tím i klesá posturální stabilita (Lee, Jeong, Frievalds, 2001, pp. 324, 325.). Obuv s nízkým a středně vysokým podpatkem umožňuje noze dostat se alespoň do mírné dorzální flexe, zatímco obuv s vysokým podpatkem nikoli (Opila-Correia, 1990, pp. 905-907).

Chůze v obuvi s podpatkem je balančně náročnou situací, logickým důsledkem této posturální nestability je zkrácení kroku a zpomalení či změna kadence.

## 6.4 Limity metodiky

Žádný cyklický pohyb není během opakování proveden stejně, což je zřejmé tím víc, čím dokonalejší jsou pozorovací možnosti badatele (Mokošáková, Hlavačka, 2012, p. 187).

Přesto jsme se snažili vytvořit co nejsourodější skupinu probandů. Zajistili jsme, aby všichni probandi měli stejnou velikost nohy a díky tomu mohli být měření ve stejné obuvi. Probandi si byli velice blízcí i věkem a výškou. Nevýhodou měřené skupiny byla rozdílná zkušenost s chůzí na podpatcích. Pro další měření by bylo vhodné vytvořit skupinu, která chodí v obuvi s podpatkem často a druhou skupinu, která s podpatky nemá zkušenosti.

Měření probíhala v kineziologické laboratoři, kde probandi chodili na chodícím páse Rehawalk® Zebris. Díky tomu jsme získali standardizované podmínky pro každého probanda. Takovýto typ chůze však neodráží situace běžného dne, kdy žena obuv s podpatky nosí. Chodící pás je dokonale rovný, plochý a relativně měkký.

Kvůli snaze o vytvoření stejných podmínek pro všechny probandy nebyl brán ohled na individuální optimální rychlost chůze. Ta byla konstantě přednastavena na rychlost 3,5km/h.

Nesporným limitem je i fakt, že každý z vybraných typů obuvi s podpatkem měl různou plochu podpatku. Výhodou však je, že na rozdíl od jiných studií jsme použili vždy stejnou obuv, tedy každý z probandů měl během chůze stejné podmínky.

## ZÁVĚR

V diplomové práci jsme hodnotili vliv obuvi na stereotyp chůze. Hodnotili jsme změnu svalové aktivity a změnu časoprostorových parametrů chůze. Svalovou aktivitu během chůze v obuvi s podpatky hodnotil relativně malý počet studií a ty se zaměřily zejména na distální svaly. Cílem naší studie bylo podívat se na chůzi v obuvi s podpatky komplexněji, proto jsme hodnotili nejen svaly bérce, ale i stehenní svaly a svaly trupové.

Získali jsme zajímavé informace o tom, že již obuv bez podpatku může změnit stereotyp chůze. Svalová aktivita během chůze v obuvi bez podpatku zůstává spíše nezměněna, dochází však ke změně délky kroku a kadence. Výraznější změna svalové aktivity nastává až během chůze v obuvi se středně vysokým a vysokým podpatkem. V obou případech je pak statisticky významná změna aktivity m. TA, m. VL a m. BF. U dalších hodnocených svalů nebyla aktivita statisticky významná, nebo se objevily rozdíly v aktivitě během chůze ve středně vysokých a vysokých podpatcích.

Zjištění, že chůze v obuvi s vysokým podpatkem zvyšuje aktivitu m. ES a současně nezvyšuje aktivitu břišní muskulatury je klinicky významná. Přetěžování zádočných svalů a současná inaktivita břišní muskulatury bývá spojována se vznikem low back pain.

Naší studií jsme zjistili, že chůze v obuvi s podpatky zvyšuje svalovou aktivitu a mění stereotyp chůze. Má tedy mnohem vyšší nároky jak na muskuloskeletární systém, tak i na řízení pohybu. Jedná se o energeticky náročnou chůzi. Dalším negativem mnohé obuvi s podpatkem bývá nerespektování anatomické stavby chodidla, boty mívají úzkou špičku a nerespektují klenbu nohy. Je proto vhodné zvážit každodenní využívání tohoto typu obuvi.



## REFERENČNÍ SEZNAM

ARIAS, Raymond. 2005. Daily high heel use and injury prevention in women. *Biomechanics* [online]. 2005, pp. 1-4. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://academic.brooklyn.cuny.edu/phised/yingling/biomechanics/links/raymond.pdf>.

BALIUNAS, A., HURWITZ, D. E., RYALS, A. B., KARRAR, A., CASE, J. P., BLOCK, J. A., ANDRIACCHI, T. P. 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. 2002, vol. 10, no. 7, pp. 573-579. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S1063458402907971/1-s2.0-S1063458402907971-main.pdf?\\_tid=a9407078-d2ca-11e3-9cd1-00000aacb362&acdnat=1399125541\\_bfa28fdca63b86176583bafc60a6f8d9](http://ac.els-cdn.com/S1063458402907971/1-s2.0-S1063458402907971-main.pdf?_tid=a9407078-d2ca-11e3-9cd1-00000aacb362&acdnat=1399125541_bfa28fdca63b86176583bafc60a6f8d9).

BARHEMA, Danielle D., DERRICK, Timothy R., MARTIN, Philip E. 2012. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 35, no. 3, pp. 483-485. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636211007818/1-s2.0-S0966636211007818-main.pdf?\\_tid=5845985a-d2cb-11e3-93da-00000aab0f6c&acdnat=1399125835\\_233c598a95b586c0d5ff2d81f4f62361](http://ac.els-cdn.com/S0966636211007818/1-s2.0-S0966636211007818-main.pdf?_tid=5845985a-d2cb-11e3-93da-00000aab0f6c&acdnat=1399125835_233c598a95b586c0d5ff2d81f4f62361).

BARTON, Christian, COYLE, Julia, TINLEY, Paul. 2009. The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: a study of young healthy females. *Journal of electromyography and kinesiology* [online]. 2009, vol. 19, pp. 598-606. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 1873-5711. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S1050641108000424/1-s2.0-S1050641108000424-main.pdf?\\_tid=9ec09bc2-d2cb-11e3-977b-00000aab0f01&acdnat=1399125953\\_953b90fd1928eb7fb10cf113f05ff469](http://ac.els-cdn.com/S1050641108000424/1-s2.0-S1050641108000424-main.pdf?_tid=9ec09bc2-d2cb-11e3-977b-00000aab0f01&acdnat=1399125953_953b90fd1928eb7fb10cf113f05ff469).

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, Jessenius, 2004. ISBN 8073450178.

BIRD, Adam R., BENDRUPS, Andrew P., PAYNE, Craig B. 2002. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait&Posture* [online]. 2002, vol. 18, pp. 81-91. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636202001996/1-s2.0-S0966636202001996-main.pdf?\\_tid=1ef0b890-d2cc-11e3-97d9-00000aacb362&acdnat=1399126168\\_d27998d5efaca4e53d8106bec54775fd](http://ac.els-cdn.com/S0966636202001996/1-s2.0-S0966636202001996-main.pdf?_tid=1ef0b890-d2cc-11e3-97d9-00000aacb362&acdnat=1399126168_d27998d5efaca4e53d8106bec54775fd).

BORGHESE, N. A., BIANCHI, L., LACQUANITI, F. 1996. Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of physiology* [online]. 1996, vol. 494, pp. 863-879. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1160684/pdf/jphysiol00398-0244.pdf>.

BURNFIELD, Judith M., FEW, Courtney D., MOHAMED, Olfat S., PERRY, Jacquelin. 2004. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adult. *Clinical biomechanics* [online]. 2004, vol. 19, pp. 74-84. [cit. 7. 3. 2014] ISSN 0268-0033. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0268003303002171/1-s2.0-S0268003303002171-main.pdf?\\_tid=61e4b76a-d398-11e3-abfe-00000aacb35d&acdnat=1399213898\\_a9e54c5b1dfd55cae8e2161d1b5c529c](http://ac.els-cdn.com/S0268003303002171/1-s2.0-S0268003303002171-main.pdf?_tid=61e4b76a-d398-11e3-abfe-00000aacb35d&acdnat=1399213898_a9e54c5b1dfd55cae8e2161d1b5c529c).

CARSON, M. C., HARRINGTON, M. E., THOMPSON, N., O'CONNOR, J. J., THEOLOGIS, T. N. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of biomechanics* [online]. 2001, vol. 34, pp. 1299-1307. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0021929001001014/1-s2.0-S0021929001001014-main.pdf?\\_tid=b6d839ee-d2cc-11e3-bbb4-00000aab0f26&acdnat=1399126423\\_a92c9b1f1ad78cb77344a7d4271009fb](http://ac.els-cdn.com/S0021929001001014/1-s2.0-S0021929001001014-main.pdf?_tid=b6d839ee-d2cc-11e3-bbb4-00000aab0f26&acdnat=1399126423_a92c9b1f1ad78cb77344a7d4271009fb).

COWLEY, Emma E., CHEVALIER, Thierry L., CHOCKALINGAM, Nachippan. 2009. The effect of heel height on gait and posture. *Journal of the American podiatric medical association*. 2009, vol. 99, no 6, pp. 512-516. ISSN 8750-7315.

CUCCURULLO, Sara. 2004. *Physical medicine and rehabilitation board review*. New York: Demos, 2004. ISBN 18-887-9945-5.

ČÍHÁK, Radomír. 2008. *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing, 2008. ISBN 80-7169-970-5.

DUYSENS, Jacques, DE CROMMERT, Henry W. A. A. Van. 1998. Neural control of locomotion; part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait & Posture* [online]. 1998, vol. 7, pp. 131-141. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/nclpt1.pdf>.

DRAKE, Richard L., VOGL, Wayne A., MITCHELL, Adam W. M. 2009. *Gray's anatomy for students*. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2009. ISBN 0443069522.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing. 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

EBBELING, C. J., HAMILL, J., CRUSSEMEYER, J. A. 1994. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high heeled shoes. *Journal of orthopedics sports physical therapy* [online]. 1994, vol. 4, pp. 190-196. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1994.19.4.190>

EDWARDS, Lindsay, DIXON, John, KENT, Jilian R., HODGSON, David, WHITTAKER, Vicki J. 2008. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *Journal of orthopaedic surgery and research* [online]. 2008, vol. 3, no. 1, pp. 1-7. [cit. 1. 5. 2014]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: [http://download.springer.com/static/pdf/651/art%253A10.1186%252F1749-799X-3-2.pdf?auth66=1399359996\\_2a3b7d3fbde6439c4727a591b5090a5a&ext=.pdf](http://download.springer.com/static/pdf/651/art%253A10.1186%252F1749-799X-3-2.pdf?auth66=1399359996_2a3b7d3fbde6439c4727a591b5090a5a&ext=.pdf).

ESENYEL, Meltem, WALSH, Kathlen, WALDEN, Judith Gail, GITTER, Andrew. 2003. Kinetics of high-heeled gait. *Journal of the podiatric medical association* [online]. 2003, vol. 93, no. 1, pp.27-32. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 8750-7315. Dostupné z: <http://www.toginternational.com/tog-docs/highheeledJAPMA.pdf>.

FRANKLIN, Mary Ellen, CHENIER, Thomas C., BRAUNINGER, Laura, HEATHER, Cook, HARRIS, Sheri. 1995. Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of orthopedic & sports physical therapy* [online]. 1995, vol. 21, no. 2, pp. 94-99. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1995.21.2.94>.

GEFEN, A., MEGIDO-RAVID, M., ITZCHAK, Y., ARCAN, M. 2000. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2000, vol. 122, pp. 630-639. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: [https://paloma.eng.tau.ac.il/~msbm/resources/ASME\\_J\\_BIOMECH\\_ENG\\_122\\_630-639.PDF](https://paloma.eng.tau.ac.il/~msbm/resources/ASME_J_BIOMECH_ENG_122_630-639.PDF).

GROSS, J. M, FETTO, J., ROSEN, E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-725-4720-8.

HANSEN, A. H., CHILDRESS, D. S. 2004. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. *Journal of rehabilitation research & development* [online]. 2004, vol. 41, no. 4, pp. 547-554. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/4/pdf/hansen.pdf>.

JOSEPH, J., NIGHTINGALE, A. 1952. Electromyography of muscles of posture: leg muscles in male. *Journal of physiology* [online]. 1952, vol. 117, no. 4, pp. 484-491. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1392417/pdf/jphysiol01442-0090.pdf>

KAPANDJI, I. 2002. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5<sup>th</sup> ed. New York: Churchill Livingstone, 2002. ISBN 04430361872

KERRIGAN, Casey D., TODD, Mary K., CROCE, Ugo Della. 1998. Gender differences in joint biomechanics during walking normative study in young adults.

*American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online].. 1998, vol. 77, no. 1, pp. 2-7. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: [http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.12.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=ACEIFPGNBPDDOIFFNCMKOCFBKNBAAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dACEIFPGNBPDDOIFFNCMKOCFBKNBAAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCFBOCFFBP00%2ffs046%2fovft%2flive%2fgv041%2f00002060%2f00002060-199801000-00002.pdf&filename=GENDER+DIFFERENCES+IN+JOINT+BIOMECHANICS+DURING+WALKING+Normative+Study+in+Young+Adults.&navigation\\_links=NavLinks.S.sh.61.1&link\\_from=S.sh.61%7c1&pdf\\_key=FPDDNCFBOCFFBP00&pdf\\_index=/fs046/ovft/live/gv041/00002060/00002060-199801000-00002&D=ovft,yrovft,acp,cctr,coch,clcmr,dare,clhta,cleed,b12a90,b89a87,prmz,mesx,medo,ovrn,z12rf&link\\_set=S.sh.61|1|sl\\_10|resultSet|S.sh.61.64|0](http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.12.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=ACEIFPGNBPDDOIFFNCMKOCFBKNBAAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dACEIFPGNBPDDOIFFNCMKOCFBKNBAAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCFBOCFFBP00%2ffs046%2fovft%2flive%2fgv041%2f00002060%2f00002060-199801000-00002.pdf&filename=GENDER+DIFFERENCES+IN+JOINT+BIOMECHANICS+DURING+WALKING+Normative+Study+in+Young+Adults.&navigation_links=NavLinks.S.sh.61.1&link_from=S.sh.61%7c1&pdf_key=FPDDNCFBOCFFBP00&pdf_index=/fs046/ovft/live/gv041/00002060/00002060-199801000-00002&D=ovft,yrovft,acp,cctr,coch,clcmr,dare,clhta,cleed,b12a90,b89a87,prmz,mesx,medo,ovrn,z12rf&link_set=S.sh.61|1|sl_10|resultSet|S.sh.61.64|0)

KERRIGAN, Casey D. TODD, Mary K., O'RIELY, Patrick. 1998. Knee osteoarthritis and high heeled shoes. *The lancet* [online]. 1998, vol. 351, no. 9, pp. 1399-1401. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 0140-6736. Dostupné z: <http://faculty.ksu.edu.sa/68417/osteoarthritislibrary/Shared%20Documents/PIIS0140673697112818.pdf>.

LAMOTH, C. J. C., BEEK, P. J., MEIJER, O. G. 2002. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture* [online]. 2002, vol. 16, pp. 101-114. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636201001461/1-s2.0-S0966636201001461-main.pdf?\\_tid=7aa88ea0-d3a9-11e3-a850-00000aab0f6c&acdnat=1399221241\\_7771cc06a3be3df7503513c69d711b97](http://ac.els-cdn.com/S0966636201001461/1-s2.0-S0966636201001461-main.pdf?_tid=7aa88ea0-d3a9-11e3-a850-00000aab0f6c&acdnat=1399221241_7771cc06a3be3df7503513c69d711b97).

LEE, L., GRIMSON, W. E. L. 2002. Gait Analysis for Recognition and Classification. *IEEE Computer Society* [online]. 2002, pp. 1-8. [cit. 26. 4. 2014]. ISBN 0-7695-1602-5. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download;jsessionid=A8C2D0DBF9F746DAE1464112D76BF357?doi=10.1.1.10.9963&rep=rep1&type=pdf>.

LEE, C. M., JEONG, E. H., FREIVALDS, A. 2001. Biomechanical effect of wearing high-heeled shoes. *International journal of industrial ergonomics* [online]. 2001, vol. 28, pp. 321-326. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 0169-8141. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0169814101000385/1-s2.0-S0169814101000385-main.pdf?\\_tid=bb20cd4e-d2d2-11e3-a03e-00000aacb360&acdnat=1399129007\\_c9c062b3695c02bcc4ba434254f909c5](http://ac.els-cdn.com/S0169814101000385/1-s2.0-S0169814101000385-main.pdf?_tid=bb20cd4e-d2d2-11e3-a03e-00000aacb360&acdnat=1399129007_c9c062b3695c02bcc4ba434254f909c5).

LINDEMANN, U., SCHEIBLE, S., STURM E., EICHER, B., RING, C., NAJAFI, B., AMINIAN, K., NIKOLAUS, Th., BECKER, C. 2003. Elevated heels and adaptation to new shoes in frail elderly women. *Gerontol geriat* [online]. 2003, vol. 36, pp. 29-34. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0948-6704. Dostupné z: [http://download.springer.com/static/pdf/382/art%253A10.1007%252Fs00391-003-0133-x.pdf?auth66=1399387412\\_46205131eb138318928f3a3bde11f857&ext=.pdf](http://download.springer.com/static/pdf/382/art%253A10.1007%252Fs00391-003-0133-x.pdf?auth66=1399387412_46205131eb138318928f3a3bde11f857&ext=.pdf).

LINDER, Marc, SALTZMAN, Charles L. 1998. a history of medical scientists on high heels. *International journal of health service* [online]. 1998, vol. 28, no. 2, pp. 201-227. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN 0020-7314. Dostupné z: [http://ir.uiowa.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1074&context=law\\_pubs](http://ir.uiowa.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1074&context=law_pubs).

LIPPERT, Lynn. 2006. *Clinical kinesiology and anatomy*. 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis, 2006. ISBN 978-080-3612-433.

LORD, s. R., BASHFORD, G. M. 1996. Shoe characteristic and balance in older women. *Journal of the american geriatrics society*. 1996, vol. 47, no. 6, pp. 681-684. ISSN neuvedeno.

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central Pattern Generation of Locomotion: a Review of the Evidence. *Physical Therapy* [online]. 2002, no. 82, pp. 69-83. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/82/1/69.full.pdf+html>.

MIKA, Anna, OLEKSY, Łukasz, MIKA, Piotr, MARCHEWKA, Anna, CLARK, Brian N. 2012. The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg

muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait&Posture* [online]. 2012, vol. 35, pp. 677-680. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636211008009/1-s2.0-S0966636211008009-main.pdf?\\_tid=8555ff26-d305-11e3-89f7-00000aab0f27&acdnat=1399150821\\_5ab2e85f7dd2e1f641a8a1de2bf1e6f4](http://ac.els-cdn.com/S0966636211008009/1-s2.0-S0966636211008009-main.pdf?_tid=8555ff26-d305-11e3-89f7-00000aab0f27&acdnat=1399150821_5ab2e85f7dd2e1f641a8a1de2bf1e6f4).

MOKOŠÁKOVÁ, M., HLAVAČKA, F. 2012. Elektromyografická aktivita svalov predkolenia počas chôdze na vysokých podpätkoch. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2012, roč. 19, č. 4, ss. 181-189. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&sid=c80fae01-a9d5-4482-a3da-7cedf466f7bf%40sessionmgr110&hid=126>.

MORAG, E., CAVANAGH, P. R. 1999. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of biomechanics* [online]. 1999, vol. 32, no. 4, pp. 359-370. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0021929098001882/1-s2.0-S0021929098001882-main.pdf?\\_tid=370faa8e-d2d7-11e3-97d9-00000aacb362&acdnat=1399130933\\_59ee3c5e86cddb17ba9ff03c680bbb8d](http://ac.els-cdn.com/S0021929098001882/1-s2.0-S0021929098001882-main.pdf?_tid=370faa8e-d2d7-11e3-97d9-00000aacb362&acdnat=1399130933_59ee3c5e86cddb17ba9ff03c680bbb8d).

MORRIS, Paul H., WHITE, Jenny, MORRISON, Edward, FISHER, Kayleigh. 2013. High heels as supernormal stimuli: How wearing high heels affects judgements of female attractiveness. *Evolution and human behaviour* [online]. 2013, vol. 34, pp. 176-181. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN 1090-5138. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S1090513812001225/1-s2.0-S1090513812001225-main.pdf?\\_tid=67213e90-d2d7-11e3-a4b1-00000aacb35f&acdnat=1399131014\\_f91e901b9cd2d3c11d934c5dadea1df1](http://ac.els-cdn.com/S1090513812001225/1-s2.0-S1090513812001225-main.pdf?_tid=67213e90-d2d7-11e3-a4b1-00000aacb35f&acdnat=1399131014_f91e901b9cd2d3c11d934c5dadea1df1).

MURRAY, Pat, DROUGHT, Bernard, ROSS, Kory C. 1964. Walking patterns of normal men. *The journal of bone & joint surgery*. 1964, vol. 46, no. 2, pp. 335-360. ISSN 1535-1386.

NAŇKA, Ondřej, ELIŠKOVÁ, Miroslava. 2009. Přehled anatomie. 2. Vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-612-0.

NEUMANN, Donald A. 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. St. Louis: Mosby, 2002. ISBN 08-151-6349-5.

NWANKWO, Maduabuchi Joseph, EGWUONWU, Afemefuna Victor, EZEUKWU, Antonius Obinna, NWAFULUME, Chidubem Kamdilichukwu. 2012. Effects of different heel heights on selected gait parameters of young undergraduate females. *Journal of paramedical sciences* [online] 2012, vol. 3, no. 3, pp. 9-14. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 2008-4978. Dostupné z: <http://journals.sbm.ac.ir/jps/article/viewFile/3485/3124>.

OPILA-CORREIA, K. 1990. Kinematics of high heeled gait consideration for age and experience of wear. *Archives of physical medical rehabilitation* [online]. 1990, vol. 71, pp. 905-907. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.12.0b/ovidweb.cgi?&S=ACEIFPGNBPDDOIFFNCKOCFBKNBAAA00&Complete+Reference=S.sh.44%7c28%7c1>

OPILA, Karen A., WAGNER, Stephen S., SCHIOWITZ, Stanley, CHEN, John. 1988. Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*. 1988, vol. 13, pp. 542-547).

OUNPUU, S. 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine* [online]. 1994, vol. 13, no. 4, pp. 843-863. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0278-5919. Dostupné z: <http://demotu.org/pralados60/files/2011/05/Ounpuu94running.pdf>.

PEZZAN, Patricia A. O., SACCO, Isabel C. N., JOÃO, Silvia M. A. 2009. Foot posture and classification of the plantar arch among adolescent wearers and non-wearers of high-heeled shoes. *Brazilian journal of physical therapy* [online]. 2009, vol. 13, no. 5, pp. 398-404. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: [http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v13n5/en\\_aop051\\_09.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v13n5/en_aop051_09.pdf).



RODGERS, Mary M. 1988. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy* [online]. 1988, vol. 68, no. 12, pp. 1822-1830. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://www.physicaltherapyjournal.com/content/68/12/1822.full.pdf>.

SALATHÉ, Eric P., ARANGIO, George A., SALATHÉ, Eric. 1990. The foot as shock absorber. *Journal of Biomechanics*. 1990, vol. 23, no 7, pp. 655-659. ISSN 0021-9290.

SILVA, Anniele Martins, DE SIQUEIRA, Gisela Rocha, DA SILVA, Giselia Alvares. 2013. Implications of high heeled shoes on body posture of adolescents. *Rev. paul. pediatr.*[online]. 2013, vol.31, n.2, pp. 265-271. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 0103-0582. Dostupné z: [http://www.scielo.br/pdf/rpp/v31n2/en\\_20.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rpp/v31n2/en_20.pdf)

SNOW, Rebecca E., WILLIAMS, Keith R, HOLMES, George B. 1992. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in woman. *Foot ankle* [online]. 1992, vol 13, no. 2, pp. 85-92. [cit. 30. 3. 2014]. ISSN 10711007. Dostupné z: <http://www.footlogic.com/pdf/pedal-pressure-in-women.pdf>.

SNOW, Rebecca E., WILLIAMS, Keith R. 1994. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994, vol. 75, no. 5, pp. 568-576. ISSN 0003-9993.

SRIVASTAVA, Amit, MISHRA, Arnish K., TEWARI, R.P. 2012. Electromyography analysis of high heel walking. *International journal of electronics & communication technology* [online]. 2012, vol. 3, no. 1, pp. 166-168. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 2230-7109. Dostupné z: <http://www.iject.org/vol3issue1/amit.pdf>.

STEFANYSHYN, Darren J, NIGG, Benno M., FISHER, Veronica, O'FLYNN, Barry, LIU, Wen. 2000. The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of applied biomechanics* [online]. 2000, vol. 16, pp. 309-319. [cit. 30. 3. 2014]. ISSN 2230-7109. Dostupné z:

<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=27&sid=c80fae01-a9d5-4482-a3da-7cedf466f7bf%40sessionmgr110&hid=126>.

SU, Fong-Chin, WU, Wen-Lan, WANG, Tzeng-Loong. 2000. Repeatability of kinematic data of the foot and ankle gait. *Biomechanical engineering-applications, basic & communitons* [online]. 2000, vol. 2000, pp. 81-88. [cit. 30. 3. 2014]. ISSN 1016-2372. Dostupné z: <http://www.kmu.edu.tw/~sportsmed/Wu/Biomedical%20Engineering%201.pdf>.

THOMPSON, F. M., COUGHLIN, M. J., 1994. The high price of high-fashion footwear. *Journal of bone and joint surgery* [online]. 1994, vol. 76, pp. 1586-1593. [cit. 1. 5. 2014]. ISSN 0065-6895. Dostupné z: <http://ahcuah.com/fplib/exhibits/thompson.pdf>.

TICHÝ, Miroslav. 2000. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. 1. Přepřacované a doplněné vyd. Praha: Triton, 2000. ISBN 80-7254-022-X.

VAŘEKA, Ivan, VAŘEKOVÁ, Renata. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAUGHAN, Christopher L., DAVIS, Brian L, O'CONNOR, Jeremy C. 1992. *Dynamics of human gait*. 2<sup>nd</sup> ed. Howard Place: Kibo Publishers, 1992. ISBN 06-202-3558-6.

VÉLE, František. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologi pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

WATERS, R. L., MORRIS, J. M. 1972. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *Journal of anatomy* [online]. 1972, vol. 111, pp. 191-199. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN neuvedeno. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1271146/>

WHITTLE, Michael W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. 4<sup>th</sup> ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 07-506-8883-1.

WICHMANN, Thomas, DELONG, Mahlon R. 1996. Functional and pathophysiological models of the basal ganglia. *Current opinion in neurobiology* [online]. 1996, vol. 6, pp. 751-768. [cit. 5. 2. 2014]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0959438896800249/1-s2.0-S0959438896800249-main.pdf?\\_tid=a21d1868-d36b-11e3-a1c3-00000aab0f6b&acdnat=1399194678\\_6bd842614ec656e3fcfc94e6254ad6a0](http://ac.els-cdn.com/S0959438896800249/1-s2.0-S0959438896800249-main.pdf?_tid=a21d1868-d36b-11e3-a1c3-00000aab0f6b&acdnat=1399194678_6bd842614ec656e3fcfc94e6254ad6a0).

WINTER, D. A., YACK, H. J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* [online]. 1987, vol. 67, pp. 402-411. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 0013-4694. Dostupné z: <http://web.calstatela.edu/faculty/dwon/ee486/Supplementary/WinterYack87.pdf>.

YU, Jia, CHEUNG, Jason Tak-Man, FAN, Yubo, ZHANG, Yan, LEUNG, Aaron Kam-Lun, ZHANG, Ming. 2007. Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical biomechanics* [online]. 2007, vol. 23, pp. 31-38. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 02680033. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0268003307002082/1-s2.0-S0268003307002082-main.pdf?\\_tid=b693a28c-d2e7-11e3-a47a-00000aacb35e&acdnat=1399138019\\_a42d62201882bca34f4c4892568c3a48](http://ac.els-cdn.com/S0268003307002082/1-s2.0-S0268003307002082-main.pdf?_tid=b693a28c-d2e7-11e3-a47a-00000aacb35e&acdnat=1399138019_a42d62201882bca34f4c4892568c3a48).

YU, Jia, CHEUNG, Jason Tak-Man, WONG, Duo Wai-Chi, CONG, Yan, ZHANG, Ming. 2013. Biomechanical simulation of high-heeled shoes donning and walking. *Journal of biomechanics* [online]. 2013, vol. 46, pp. 2067-2074. [cit. 8. 4. 2014]. ISSN 1873-2380. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0021929013002303/1-s2.0-S0021929013002303-main.pdf?\\_tid=5d4d7dd2-d2e8-11e3-805d-00000aacb35e&acdnat=1399138299\\_1b0229b49f5ff1e5cfa9e7f53b0376f1](http://ac.els-cdn.com/S0021929013002303/1-s2.0-S0021929013002303-main.pdf?_tid=5d4d7dd2-d2e8-11e3-805d-00000aacb35e&acdnat=1399138299_1b0229b49f5ff1e5cfa9e7f53b0376f1).

YUNG-HUI, Lee, WEI-HSIEN, Hong. 2004. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied*

*ergonomics* [online]. 2005, vol. 36, pp. 355-362. [cit. 15. 4. 2014]. ISSN 0003-6870. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0003687005000050/1-s2.0-S0003687005000050-main.pdf?\\_tid=60052ba4-d39e-11e3-ba8f-00000aacb362&acdnat=1399216472\\_cbc2b83ca9b5571873db833ace886fde](http://ac.els-cdn.com/S0003687005000050/1-s2.0-S0003687005000050-main.pdf?_tid=60052ba4-d39e-11e3-ba8f-00000aacb362&acdnat=1399216472_cbc2b83ca9b5571873db833ace886fde).

ZHANG, Xianyi, LI, Bo. 2014. Influence of in-shoe heel lifts on plantar pressure and center of pressure in the medial-lateral direction during walking. *Gait&Posture* [online]. 2014, vol. 39, pp. 1012-1016. [cit. 30. 3. 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636213007200/1-s2.0-S0966636213007200-main.pdf?\\_tid=b883f6b8-d2e8-11e3-b390-00000aacb360&acdnat=1399138452\\_e2800feeeb5d679c93c9a94e337315af](http://ac.els-cdn.com/S0966636213007200/1-s2.0-S0966636213007200-main.pdf?_tid=b883f6b8-d2e8-11e3-b390-00000aacb360&acdnat=1399138452_e2800feeeb5d679c93c9a94e337315af).

## SEZNAM ZKRATEK

μV	mikrovolt
AJ	Anglický jazyk
art.	articulatio
artt.	articulationes
BF	biceps femoris
BO	chůze bez obuvi
BP	chůze v obuvi bez podpatku
cm	centimetr
č.	číslo
ČJ	český jazyk
EBM	evidence based medicine
EMG	elektromyografie
ES	erector spinae
et al.	a kolektiv
GL	gastrocnemius lateralis
GM	gluteus medius
ISBN	International Standard Book Number
ISSN	International Standard Serial Number
km/h	kilometry za hodinu
L	bederní obratel
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta
m.	musculus
max.	maximum
min.	minimum
mm	milimetr
Obr.	obrázek
odch.	odchylka
OEA	obliquus externus abdominis

p.	page
p	statistická významnost
pp.	pages
příl.	příloha
RA	rectus abdomionis
RF	rectus femoris
RMS	root mean square
ROM	rage of omotion
s	sekunda
s.	strana
SEMG	povrchová elektromyografie
sm.	směrodatná
SO	standardní odchylka
SP	chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem
ss.	strany
TA	tibialis anterior
Tab.	tabulka
Th/L	thorako-lumbální
VL	vastus lateralis
VP	chůze v obuvi s vysokým podpatkem

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1</b> Funkční členění chodidla.....	10
<b>Obr. 2</b> Podélná klenba nohy.....	14
<b>Obr. 3</b> Pozice nohou během jednoho kroku.....	21

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi bez podpatku .....	42
<b>Graf 2</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem.....	45
<b>Graf 3</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity (area) vybraných svalů během chůze naboso a chůze v obuvi s vysokým podpatkem.....	48
<b>Graf 4</b> Statistické porovnání délky stojné fáze (v cm) během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi .....	50
<b>Graf 5</b> Statistické porovnání kadence během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi .....	52



## SEZNAM TABULEK


<b>Tab. 1</b> Fáze krokového cyklu a pohyby dolní končetiny .....	26
<b>Tab. 2</b> Základní anamnestické údaje .....	36
<b>Tab. 3</b> Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi bez podpatku. ....	41
<b>Tab. 4</b> Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi se středně vysokým podpatkem .....	44
<b>Tab. 5</b> Popisná statistika svalové aktivity. Statistické porovnání chůze naboso a v obuvi s vysokým podpatkem.....	47
<b>Tab. 6</b> Popisná statistika délky stojné fáze (v cm) během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi.....	49
<b>Tab. 7</b> Popisná statistika kadence během chůze bez obuvi a v různých typech obuvi .....	51

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas .....	83
Příloha 2 Anamnestický dotazník .....	84
Příloha 3 Fotografie obuvi .....	85
Příloha 4 Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze naboso.....	86
Příloha 5 Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi bez podpatků .....	88
Příloha 6 Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm) .....	90
Příloha 7 Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi s vysokým podpatkem (6cm) .....	92
Příloha 8 Naměřená data-délky stojné fáze (v cm).....	94
Příloha 9 Naměřená data-hodnoty kadence .....	95

# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Informovaný souhlas



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
**Etická komise**  
Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc  
Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

---

**Informovaný souhlas**

pro výzkumný projekt: Diplomová práce  
období realizace: 2013/2014  
řešitelé projektu: Bc. Šindlerová Hana

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit svalovou aktivitu během chůze v různých typech obuvi. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: Budou pořízeny čtyři po sobě jdoucí záznamy Vaší chůze, které budou anonymně zpracovány. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

**Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_  
V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_  
V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc  
Č.ú.: 19-1096330227/0100  
IČ: 61989592  
DIČ: CZ61989592  
Tel.: +420 585 632 858  
Internet: www.upol.cz

## Příloha 2 Anamnestický dotazník

### Anamnestický dotazník

---

**Jméno:**

**Věk:**

**Výška:**

**Váha:**

**Úrazy pohybového aparátu:**

**Onemocnění pohybového aparátu:**

**Nošení podpatků:**

**Výška podpatků:**

**Jak často:**

- a) nikdy
- b) příležitostně (1x měsíčně)
- c) často

### Příloha 3 Fotografie obuvi



#### Příloha 4 Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze naboso

Proband	Proband 9	Proband 8	Proband 7	Proband 6	Proband 5	Proband 4	Proband 3	Proband 2	Proband 1	
7875	10397	3100	3016	2337	2823	2755	2934	2024	4648	m. TA levý $\mu\text{V}$
22295	3429	4355	1564	4670	1812	3065	5097	2447	2171	m. GL levý $\mu\text{V}$
16522	1594	834	866	1273	1125	1419	1493	488	2680	m. BF levý $\mu\text{V}$
6083	1242	1033	561	1133	1806	3647	1956	7871	1241	m. VL levý $\mu\text{V}$
30276	1228	2951	970	1084	1585	4972	2255	1548	2890	m. GM levý $\mu\text{V}$
7567	2289	1916	616	1748	843	4017	1678	2719	2256	m. ES levý $\mu\text{V}$
21982	1268	1033	970	1330	674	6212	886	719	762	m. OEA levý $\mu\text{V}$
66095	1676	395	351	400	1285	2308	340	2220	439	m. RA levý $\mu\text{V}$
6028	3395	2413	3632	2128	2922	5456	3692	1876	5465	m. TA pravý $\mu\text{V}$
16722	3711	1912	3642	15338	2108	4451	1851	2471	2499	m. GL pravý $\mu\text{V}$
3899	3829	704	1749	709	850	1420	1417	549	3163	m. BF pravý $\mu\text{V}$
1405	1452	861	535	169	487	2599	1507	729	1309	m. VL pravý $\mu\text{V}$
45295	1591	3159	1243	1630	1793	2299	2680	1415	2233	m. GM pravý $\mu\text{V}$
941	3326	2159	970	1474	1007	2464	1174	2380	2857	m. ES pravý $\mu\text{V}$
1680	549	1022	941	1155	723	1947	792	575	813	m. OAE pravý $\mu\text{V}$
2882	725	473	430	347	352	14799	343	383	299	m. RA pravý $\mu\text{V}$

Proband 20	Proband 19	Proband 18	Proband 17	Proband 16	Proband 15	Proband 14	Proband 13	Proband 12	Proband 11	
4001	2166	3016	2839	2839	4240	2311	2790	3876	1708	m. TA levá. nV
2777	4561	1564	2683	2683	1632	1248	2190	2702	3880	m. GL levá. nV
1730	1028	866	718	718	1740	542	1052	755	2558	m. BF levá. nV
1693	467	561	728	728	1556	1065	1040	1273	1408	m. VL levá. nV
2317	1490	970	1311	1311	1383	1682	1166	3039	3374	m. GM levá. nV
1253	1096	616	1665	1665	1058	954	1687	1268	1564	m. ES levá. nV
872	849	970	807	807	1982	803	518	11175	541,6	m. OEA levá. nV
1148	273	351	539	539	286	2729	399	346	1824	m. RA levá. nV
4062	1977	3632	2361	2361	3033	2670	4496	3708	1512	m. TA neavá. nV
3211	2128	3642	2356	2356	1702	1367	2690	2330	1713	m. GL neavá. nV
868	965	1749	485	485	1941	424	1316	861	1368	m. BF neavá. nV
1347	360	535	1066	1066	1366	848	1028	1173	1136	m. VL neavá. nV
1982	1901	1243	1949	1949	1123	1377	1101	2893	2356	m. GM neavá. nV
1671	1359	970	1854	1854	922	921	918	1260	1339	m. ES neavá. nV
987	761	941	731	731	680	3279	632	657	1981	m. OAE neavá. nV
492	455	430	384	384	352	426	439	352	6603	m. RA neavá. nV

**Příloha 5** Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi bez podpatků

Proband 9	Proband 8	Proband 7	Proband 6	Proband 5	Proband 4	Proband 3	Proband 2	Proband 1	
11625	2689	3294	2808	2579	2997	3228	1888	4340	m. TA levý, $\mu\text{V}$
2510	5472	914	1874	1925	5208	4033	1953	2107	m. GL levý, $\mu\text{V}$
1723	997	919	970	762	1467	1988	359	2189	m. BF levý, $\mu\text{V}$
1434	958	697	866	1809	3434	1957	859	1355	m. VL levý, $\mu\text{V}$
1561	3328	753	2535	1578	2041	2461	1422	2943	m. GM levý, $\mu\text{V}$
1537	1936	637	1753	1138	2123	1564	2452	1932	m. ES levý, $\mu\text{V}$
1372	910	1157	934	736	1183	801	911	792	m. OEA levý $\mu\text{V}$
1464	421	2836	1090	1247	1168	343	439	443	m. RA levý, $\mu\text{V}$
3245	2283	2997	1855	2596	6794	4532	1824	4266	m. TA pravý $\mu\text{V}$
3861	2239	6425	3176	2709	3195	1998	2297	2556	m. GL pravý $\mu\text{V}$
3794	784	2367	639	715	1614	1671	410	2251	m. BF pravý $\mu\text{V}$
1644	1536	453	482	361	2554	1503	540	1413	m. VL pravý $\mu\text{V}$
1436	3147	964	2481	1699	1402	2921	1132	2308	m. GM pravý $\mu\text{V}$
3153	2144	1247	1481	1018	2287	1034	2151	2452	m. ES pravý $\mu\text{V}$
619	912	1014	923	605	968	707	561	706	m. OAE pravý $\mu\text{V}$
1011	361	350	531	334	712	464	279	300	m. RA pravý $\mu\text{V}$



Proband 20	Proband 19	Proband 18	Proband 17	Proband 16	Proband 15	Proband 14	Proband 13	Proband 12	Proband 11	Proband 10
4200	2473	3295	3152	3152	3759	2270	2607	3886	1873	2905
2622	1843	1065	3145	3145	1740	1597	1952	1415	3833	5505
1590	1815	891	965	965	1579	1071	824	1518	1989	1069
1797	827	1037	648	648	1182	1336	1095	1127	1093	704
2616	1598	728	1376	1376	1334	2113	1283	2450	3688	1738
1034	1188	764	1607	1607	1133	1496	1275	801	1821	969
823	55698	1204	843	843	1012	758	524	10076	602,2	693
2127	312	2800	378	378	232	983	397	306	1090	381
4313	1965	3085	2613	2613	2934	3035	4403	4917	1699	2693
3220	1774	4510	2629	2629	2078	1713	2468	1192	1757	2620
913	1132	2109	483	483	1760	802	1117	1304	1047	860
1511	625	560	1018	1018	1318	825	1100	1070	1092	698
2758	2146	962	2129	2129	1100	1551	990	2566	2157	1400
1312	1533	3175	1903	1903	993	948	978	921	1155	907
975	864	1097	715	715	550	2680	894	601	1043	365
510	755	371	351	351	293	396	333	337	971,6	256

**Příloha 6** Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi se středně vysokým podpatkem (6cm)

Proband 10	Proband 9	Proband 8	Proband 7	Proband 6	Proband 5	Proband 4	Proband 3	Proband 2	Proband 1	
2512	34622	3479	2806	4232	3260	2332	3541	3434	6277	m. TA levý, $\mu\text{V}$
2916	2095	4177	3201	4554	2288	4234	5113	3475	4853	m. GL levý, $\mu\text{V}$
1196	2182	1384	1265	892	1030	1416	2262	878	2813	m. BF levý, $\mu\text{V}$
1550	1815	1587	1917	1217	2235	3683	2092	5405	1952	m. VL levý, $\mu\text{V}$
3340	2013	3795	1216	3722	1788	2282	3059	2569	3767	m. GM levý, $\mu\text{V}$
1312	1682	2268	1059	2366	1508	2504	1901	3784	1499	m. ES levý, $\mu\text{V}$
659	1424	1243	1429	1233	856	1286	1068	1356	1321	m. OEA levý- $\mu\text{V}$
453	1794	669	467	641	1313	620	467	1554	470	m. RA levý, $\mu\text{V}$
2521	4326	3566	2934	3224	3244	5853	5933	2689	5782	m. TA pravý- $\mu\text{V}$
3289	3106	2760	4400	4179	2903	4367	3154	3547	4233	m. GL pravý- $\mu\text{V}$
1063	2507	1187	3095	772	912	1206	2602	851	2973	m. BF pravý- $\mu\text{V}$
1441	1794	1939	1039	685	525	3314	1704	1874	2337	m. VL pravý- $\mu\text{V}$
1799	1424	3840	1662	2338	1883	1670	3600	2091	2989	m. GM pravý- $\mu\text{V}$
947	1996	2683	1545	1890	1310	2147	1636	3488	3068	m. ES pravý- $\mu\text{V}$
584	696	1565	1562	1177	646	1271	864	2706	1250	m. OAE pravý- $\mu\text{V}$
295	1829	565	575	652	381	1861	477	558	381	m. RA pravý- $\mu\text{V}$

Proband 20	Proband 19	Proband 18	Proband 17	Proband 16	Proband 15	Proband 14	Proband 13	Proband 12	Proband 11	
4980	3531	3225	3013	3013	2891	3743	2702	4095	1855	m. TA levý, nV
2574	4528	3543	3846	3846	2174	2209	1442	2392	6303	m. GL levý, nV
1713	1420	1202	1161	1161	1805	1225	1264	1090	2877	m. BF levý, nV
1722	954	2243	1057	1057	2626	3007	1329	1417	2240	m. VL levý, nV
3423	1792	1229	1471	1471	1427	2516	1354	3021	6279	m. GM levý, nV
1314	1402	952	1977	1977	2116	1492	1171	1016	1275	m. ES levý, nV
886	1236	1448	1044	1044	836	1040	558	2243	1162	m. OEA levý nV
1295	586	862	399	399	280	3052	403	315	1670	m. RA levý, nV
4875	2269	2921	2723	2723	2490	4445	4709	4181	2121	m. TA pravý nV
3162	2720	4038	2706	2706	2342	2988	1339	2596	4377	m. GL pravý nV
4110	1445	2840	876	876	1883	1283	1332	1339	1520	m. BF pravý nV
1989	992	1134	1521	1521	1902	1930	1346	1429	2392	m. VL pravý nV
4261	2226	1659	3053	3053	1162	1877	1087	3045	2621	m. GM pravý nV
1538	1636	1604	2057	2057	1301	1482	887	1011	1347	m. ES pravý nV
1312	807	1500	784	784	656	3737	868	643	2382	m. OAE pravý nV
643	745	600	411	411	574	577	343	324	691,5	m. RA pravý nV

**Příloha 7** Naměřená data-hodnoty area ( $\mu\text{V}$ ) během chůze v obuvi s vysokým podpatkem (6cm)

	Proband 10	Proband 9	Proband 8	Proband 7	Proband 6	Proband 5	Proband 4	Proband 3	Proband 2	Proband 1	
3797	10753	4032	1920	5995	4033	2379	3531	3359	7029	m. TA levý, $\mu\text{V}$	
5205	2891	2766	2345	2710	3448	4424	4528	4587	6872	m. GL levý, $\mu\text{V}$	
1603	3494	1375	869	1989	1117	1922	1420	1154	2979	m. BF levý, $\mu\text{V}$	
2220	3309	2378	622	2222	1440	6111	954	2412	2874	m. VL levý, $\mu\text{V}$	
2145	1842	2947	760	2325	2117	1517	1792	3736	4133	m. GM levý, $\mu\text{V}$	
1315	2537	2051	1176	2481	1556	2755	1402	3912	2656	m. ES levý, $\mu\text{V}$	
725	1079	921	1141	1710	1118	1983	1236	1503	1477	m. OEA levý- $\mu\text{V}$	
530	1987	409	356	844	1697	1315	586	1171	523	m. RA levý, $\mu\text{V}$	
3670	6759	4172	1762	4735	4530	5710	2269	3160	6690	m. TA pravý- $\mu\text{V}$	
4357	3582	2909	2434	3283	3947	4691	2720	3504	5393	m. GL pravý- $\mu\text{V}$	
932	3859	1355	2603	1247	1026	1983	1445	1247	3120	m. BF pravý- $\mu\text{V}$	
2245	3721	2426	631	2075	1071	5964	992	3187	3431	m. VL pravý- $\mu\text{V}$	
2153	2000	3442	852	2178	2100	2000	2226	2628	3407	m. GM pravý- $\mu\text{V}$	
1260	3845	2780	1378	2274	25590	2703	1636	3944	3464	m. ES pravý- $\mu\text{V}$	
584	687	1156	874	1425	794	1961	807	1749	1402	m. OAE pravý- $\mu\text{V}$	
337	1120	354	353	739	392	1177	745	783	444	m. RA pravý- $\mu\text{V}$	

Proband 20	Proband 19	Proband 18	Proband 17	Proband 16	Proband 15	Proband 14	Proband 13	Proband 12	Proband 11	
6498	5967	1990	3258	3258	2646	5252	4624	4734	3,605	m. TA levý, uV
3155	3084	2692	4688	4688	2620	3058	2493	2932	-17,12	m. GL levý, uV
1831	2323	817	1706	1706	2144	2430	1527	1368	-18,69	m. BF levý, uV
3062	1371	688	1991	1991	3545	6034	2250	2269	-17,69	m. VL levý, uV
4107	2428	743	1657	1657	1378	2642	1704	3038	-3,629	m. GM levý, uV
1724	2351	1170	2032	2032	2759	2171	1798	927	21,46	m. ES levý, uV
879	1195	1213	1043	1043	1506	1745	643	1119	3,308	m. OEA levý uV
1561	526	364	493	493	310	3165	439	343	1909	m. RA levý, uV
7469	3441	1872	3461	3461	3005	6307	6708	4612	-0,01943	m. TA pravý uV
4203	3129	2456	3568	3568	2955	3405	3383	2681	-40,49	m. GL pravý uV
3040	3237	2572	1101	1101	2314	2657	1327	1312	0,2208	m. BF pravý uV
3212	2036	644	2295	2295	2284	4782	3477	2471	17,81	m. VL pravý uV
3864	2837	914	2092	2092	1357	2329	1602	3159	14,69	m. GM pravý uV
1973	2649	1350	1844	1844	1645	2155	1416	1124	38,29	m. ES pravý uV
1412	1295	925	851	851	755	2790	791	687	24,66	m. OAE pravý uV
721	786	381	448	448	580	866	380	318	6,311	m. RA pravý uV

## Příloha 8 Naměřená data-délky stojné fáze (v cm)

	Bez obuvi		Bez podpatku		Střední pod.		Vysoký pod.	
	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá
Proband 1	58	59	58	59	56	58	57	58
Proband 2	54	56	58	59	48	52	47	47
Proband 3	55	54	56	56	53	54	52	51
Proband 4	56	43	58	45	49	47	44	49
Proband 5	63	64	62	63	58	60	56	57
Proband 6	54	54	55	52	53	52	53	51
Proband 7	57	54	55	59	58	55	53	55
Proband 8	63	64	65	63	61	61	56	58
Proband 9	57	57	56	57	53	55	50	54
Proband 10	56	55	57	55	57	57	58	54
Proband 11	53	54	55	54	53	55	54	56
Proband 12	59	60	59	61	56	58	55	56
Proband 13	62	61	63	61	59	59	58	57
Proband 14	57	57	60	58	58	58	57	56
Proband 15	56	57	58	56	56	54	56	54
Proband 16	58	58	62	62	59	60	56	57
Proband 17	54	54	53	54	53	53	50	51
Proband 18	57	54	54	58	57	55	53	56
Proband 19	57	56	57	59	57	57	58	57
Proband 20	51	53	55	52	52	53	53	52

## Příloha 9 Naměřená data-hodnoty kadence

	Bez obuvi	Obuv bez podpatku	Obuv se středním podpatkem	Obuv s vysokým podpatkem
Proband 1	101	100	103	101
Proband 2	106	102	117	125
Proband 3	109	105	110	113
Proband 4	117	114	122	125
Proband 5	92	90	99	104
Proband 6	109	110	111	113
Proband 7	90	97	98	103
Proband 8	92	92	96	104
Proband 9	103	104	110	115
Proband 10	106	104	103	105
Proband 11	110	107	108	106
Proband 12	100	98	103	106
Proband 13	97	95	101	102
Proband 14	103	99	102	103
Proband 15	105	98	105	107
Proband 16	101	96	98	104
Proband 17	108	108	111	116
Proband 18	90	98	98	101
Proband 19	103	102	103	102
Proband 20	113	109	112	112