

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

FACILITACE A INHIBICE SVALŮ TRUPU A DOLNÍCH KONČETIN PŘI POUŽITÍ
RŮZNÝCH TYPŮ OBUVI - POLYEMG STUDIE

Diplomová práce

Autor: Kateřina Šmahelová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Magdaléna Lepšíková

Praha 2009

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Kateřina Šmahelová

Název diplomové práce: Facilitace a inhibice svalů trupu a dolních končetin při použití různých typů obuvi – polyEMG studie

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Magdaléna Lepšíková

Rok obhajoby diplomové práce: 2009

Abstrakt: Diplomová práce „Facilitace a inhibice svalů trupu a dolních končetin při použití různých typů obuvi – polyEMG studie“ obsahuje základní poznatky o lidské chůzi. Práce shrnuje důležitá fakta o jejím vývoji, fyziologické podobě a vlivu obuvi na kinematiku a svalovou aktivitu při jejím vykonávání. Cílem této studie byla analýza svalové aktivity osmi vybraných svalů trupu a dolních končetin a dále sledování základních časoprostorových charakteristik chůze pomocí povrchové polyelektromyografie a tenzometrické plošiny při chůzi naboso a v různých typech obuvi. Analýza byla uskutečněna na vzorku osmnácti zdravých mladých žen při chůzi po rovině. Výsledky ukazují, že každý z testovaných typů obuvi ovlivnil jak časoprostorové charakteristiky, tak i svalovou aktivitu na trupu a dolních končetinách ve srovnání s chůzí naboso. V některých případech byl prokázán statisticky významný rozdíl. Podle našich závěrů byla příčinou především hmotnost obuvi a nestabilita hlezenního kloubu a chodidla při chůzi v obuvi s podpatkem, „žabkách“ nebo „tápkách“.

Klíčová slova: analýza chůze, obuv, povrchová elektromyografie, časoprostorové charakteristiky, tenzometrická plošina

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Kateřina Šmahelová, BA.

Title of the master thesis: Facilitation and inhibition of trunk and lower extremity muscles using different types of shoes – surface polyEMG assessment

Department: Department of Rehabilitation and Exercise Medicine

Supervisor: Magdaléna Lepšíková, MA.

The year of presentation: 2009

Abstract: Diploma thesis „Facilitation and inhibition of trunk and lower extremity muscles using different types of shoes – surface polyEMG assessment“ describes basic knowledge about human gait. The work summarizes important facts about gait development, physiological patterns and about impact of shoe types on kinematics and muscle activity during walking. The aim of the study was to analyze activity of eight muscles of trunk and of lower extremities and also to assess basic temporal-spatial characteristics of gait using surface poly-EMG and forceplate during barefoot gait and while walking in different types of shoes. The analysis was carried out in a sample of 18 young healthy women during level walking. Outcomes indicate that every tested pair of shoes changes temporal-spatial characteristic as well as activity of trunk and lower extremities muscles compared to barefoot gait. In some cases outcomes showed statistically significant difference. According to our conclusions cause of it was especially the weight of shoes and the instability of ankle and foot while walking in high heels, toe post sandals and „tapky“.

Keywords: gait analysis, footwear, surface electromyography, temporal-spatial characteristics, forceplate

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

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

V Praze dne 16. 4. 2009


.....

OBSAH:

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

1 ÚVOD	9
2 SYNTÉZA POZNATKŮ	10
2.1 Fylogeneze a ontogeneze chůze	10
2.1.1 Fylogenetický vývoj chůze	10
2.1.2 Ontogenetický vývoj chůze	12
2.2 Fyziologie chůze	16
2.2.1 Krokový cyklus a jeho fáze	16
2.2.2 Časoprostorové charakteristiky chůze	17
2.2.3 Svalová aktivita a kinematika kloubů DKK během stojné fáze	18
2.2.3.1 Počáteční kontakt	18
2.2.3.2 Reakce na zatížení	19
2.2.3.3 Střední stojná fáze	20
2.2.3.4 Konečná stojná fáze	21
2.2.3.5 Předšvihová fáze	22
2.2.4 Svalová aktivita a kinematika kloubů DKK během švihové fáze	23
2.2.4.1 Počáteční švihová fáze	23
2.2.4.2 Střední švihová fáze	24
2.2.4.3 Konečná švihová fáze	25
2.2.5 Svalová aktivita a kinematika trupu při chůzi	25
2.2.5.1 Svalová aktivita a kinematika trupu během stojné fáze	27
2.2.5.2 Svalová aktivita a kinematika trupu během švihové fáze.....	28
2.2.6 Centrální mechanismy řízení lokomoce	29
2.3 Vliv obuvi na pohybový vzor chůze	32
2.3.1 Vliv obuvi na kinematiku a svalovou aktivitu na DKK	32
2.3.2 Vliv obuvi na kinematiku a svalovou aktivitu na trupu	38
2.3.3 Vliv obuvi na časoprostorové charakteristiky chůze	39
2.4 Povrchová elektromyografie	41
2.5 Tlakové plošiny	43
3 CÍLE A HYPOTÉZY	45

4 METODIKA VÝZKUMU	47
4.1 Charakteristika souboru testovaných osob	47
4.2 Charakteristika použitých snímačů	47
4.3 Metodika měření	48
4.4 Zpracování záznamu měření	49
4.5 Statistické zpracování	49
4.5.1 Základní statistické charakteristiky	49
4.5.2 T-test pro závislé soubory	51
5 VÝSLEDKY	52
5.1 Časoprostorové charakteristiky chůze	52
5.2 EMG aktivita vybraných svalů	58
5.2.1 Průměrná EMG aktivita v KC	58
5.2.2 Průměrná EMG aktivita ve stojné fázi KC	62
5.2.3 Průměrná EMG aktivita ve švihové fázi KC	64
6 DISKUZE	68
7 ZÁVĚR	76
8 SOUHRN	78
9 SUMMARY	79
10 REFERENČNÍ SEZNAM	80
11 SEZNAM PŘÍLOH	85
12 PŘÍLOHY	86

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK:

AM	m. adductor magnus
BF	m. biceps femoris
CoP	Centre of Pressure - působiště vektoru reakční síly podložky
Cp	krční páteř
DF	dorzální flexe
DK	dolní končetina (DKK – dolní končetiny)
EMG	elektromyografie
ES	mm. erectores spinae
GL MAX	m. gluteus maximus
GL MED	m. gluteus medius
GSR	m. gastrocnemius
HKK	horní končetiny
KC	krokový cyklus
MMT	Manual muscle test = manuální test svalové síly
PF	plantární flexe
PL	m. peroneus longus
PV	paravertebrální svaly
RA	m. rectus abdominis
RF	m. rectus femoris
SEMG	povrchová elektromyografie
SOL	m. soleus
TA	m. tibialis anterior
Th/L	thoracolumbální
VM	m. vastus medialis

1 ÚVOD

Lidská chůze je komplexním fenoménem, umožňující přesun z jednoho místa do druhého. Jde o cyklický děj, druh mechanického pohybu, který se skládá z neustálého opakování kroků. Pokud je naše tělo v dobré kondici, chodíme bez obtíží. Chůze je natolik základní způsob pohybu, že máme sklony na její význam zapomínat. Většina poruch pohybového aparátu či jeho řízení se projeví změnou parametrů chůze. Teprve když se dostaneme do situace, kdy jsme pohybově omezeni, uvědomíme si důležitost schopnosti chůze. Jednou z hlavních obav pacientů se zraněním páteře či dolních končetin je právě strach o tuto pohybovou dovednost.

Chůzi je jednoduché vykonávat, ale nečekaně obtížné vědecky pochopit. Studie hodnotící chůzi byly od řecké éry až do poloviny 19. století z velké části založeny na pouhém pozorování, limitované nedostatkem přístrojového vybavení pro vytváření objektivních měření (Murray et al., 1964). Dvacáté století přineslo zpestření kinematických studií chůze. Výsledky kvantitativní analýzy chůze začínají být široce používány k hodnocení jejího postižení, výběru léčení a hodnocení efektivity terapie. Jejich interpretace může být často komplikovaná faktem, že lokomoční vzory jsou vysoce individuální pro každého jedince. To platí obzvláště pro fázickou svalovou aktivitu dolních končetin.

Biomechanické parametry chůze se mění s rozličnou obuví vzhledem k její hmotnosti, tvaru, snížené či zvýšené pozici paty, tuhosti podešve, materiálu apod. Chodidlo představuje důležitý zdroj aferentní zpětné vazby pro rovnováhu a lokomoci. Senzorická zpětná vazba z chodidel může být změněna stojem nebo chůzí v odlišných typech obuvi. Biomechanická literatura je zaměřena hlavně na tři oblasti hodnocení vlivu obuvi na funkci dolních končetin a trupu: (a) kinematiku, (b) kinetiku či distribuci tlaku chodidla na podložku, a (c) elektromyografii (EMG). Změna postury chodidla při nošení různých typů obuvi má vliv nejen na aktivitu svalů dolních končetin, ale i trupu. I malé odchylky v timingu mohou být klinicky významné, když uvažujeme, že průměrný člověk opakuje krok tisíckrát během dne. Nevhodná obuv bývá často dávana do souvislosti s nadměrnou únavou, bolestmi zad či nadměrným výskytem zranění v oblasti dolních končetin. Naopak některé typy obuvi mohou být vhodným prostředkem terapie (např. stenózy páteřního kanálu, bolestí zad, stavů po operaci Achillovy šlachy, bursitis či tendosynovitis Achillovy šlachy).

Tato práce je věnována rozboru elektromyografické aktivity svalů trupu a dolních končetin v závislosti na typu použité obuvi, dále pak vlivu obuvi na základní časoprostorové charakteristiky chůze. K tomuto účelu bylo použito povrchové polyelektromyografie a tenzometrické plošiny.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

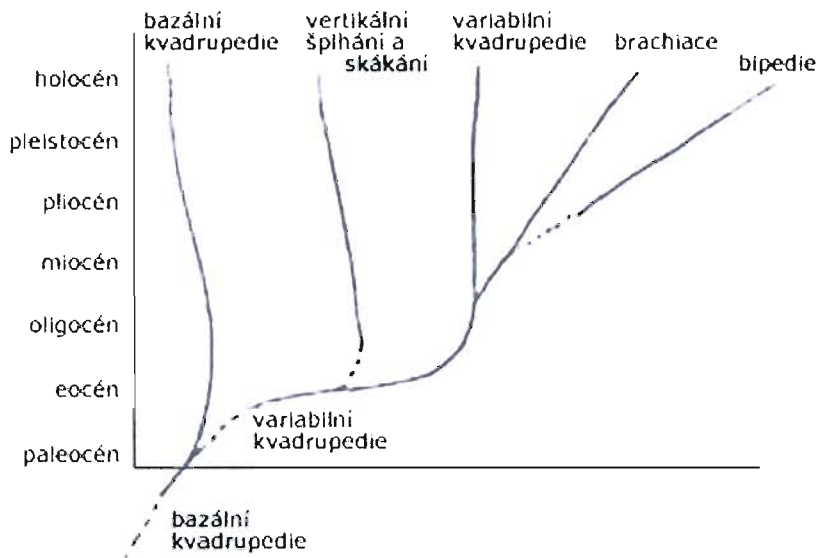
2.1 FYLOGENEZE A ONTOGENEZE CHŮZE

2.1.1 FYLOGENETICKÝ VÝVOJ CHŮZE

Lokomoce je základním předpokladem existence všech živočichů. Fylogenetický vývoj lokomoce odpovídá do značné míry prostředí, ve kterém se daný živočich pohybuje. Jedním z hlavních rysů, které oddělují člověka od ostatních primátů, je habituální používání bipedální chůze (Krobot et al., 2004).

Lokomoce primitivních čelistnatých obratlovců byla realizována propulzním pohybem - stranovou undulací trupu. Tento pohyb byl dokončen ocasní ploutví, párové prsní ploutve sloužily především pro stabilizační a rovnovážnou funkci. S přechodem na pevnou zem (lalokoploutvé ryby, období devonu před 370 milióny let) ztratila svoji dominantní lokomoční funkci ocasní ploutev. Rozhodující skutečností pro evoluci lokomoce byla existence opory na souši. Opěrný bod je tak umístěn distálně od trupu a dochází k funkčně strukturální metamorfóze párových ploutví na končetiny. Kostra předních končetin se odděluje od čelistí, současně vzniká primitivní pánev. Díky addukci a extenzi končetin a jejich přenosu z polohy „na boku“ pod trup se zlepšila ekonomie postury, diferenciací a došlo k zefektivnění pohybové funkce končetin (Krobot et al., 2004). Kvadrupedální způsob lokomoce umožňuje větší stabilitu, protože těžiště je umístěno nízko pod trupem a hmotnost je rozložena mezi předními a zadními končetinami.

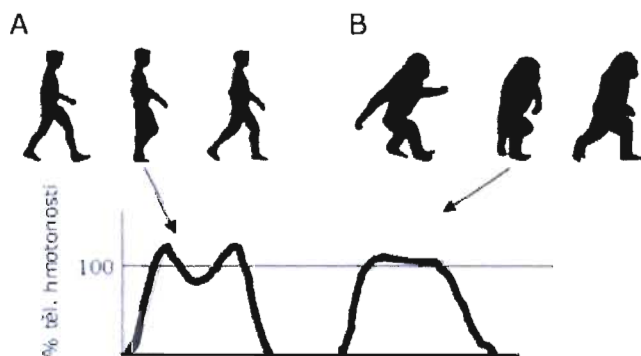
Základním prvkem ve vývoji lokomoční aktivity je dle Kračmara et al. (2007) kvadrupedie. Pro primáty je typická *kvadrupedie variabilní*, která se odlišuje od kvadrupedie ostatních savců (kvadrupedie bazální) především specifickým využitím končetin. Většina primátů používá diagonální sekvenci kroků, ve kterých došlap zadní končetiny je následovaný došlapem přední kontralaterální končetiny. Kost pažní primátů je při došlapu relativně více extendovaná vpřed a flekční úhel loketního kloubu ve stejné fázi je poměrně větší. Primáti využívají větší délky kroku, delší kontaktní časy a menší exkurze těžiště těla ve srovnání s ostatními savci pohybujícími se dynamicky stejnou rychlostí (Schmitt, 2003). V dalším vývoji se objevují dvě základní linie lišící se základními lokomočními typy (Obrázek 2.1). Jedná se o linii typickou pro lidoopi s rozvojem *brachiace* (lokomoční aktivita je polarizována ve prospěch předních končetin) a linii hominidů s typickou *bipedii* (lokomoční aktivita je polarizována ve prospěch zadních končetin; Kračmar et al., 2007). První primáti, kteří užívali habituálně vzpřímenou bipedální lokomoci (členové rodu *Australopithecus*), se podle předpokladů vyvinuli v Africe před 5 - 6 milióny let (Schmitt, 2003). Chůzi australopitéků by bylo možné přirovnat k chůzi dvouletého až tříletého dítěte, jemuž se podobali i proporcemi těla a končetin (Vančata & Malina, 2003). Časní hominidé měli vzhledem ke



Obrázek 2.1 Evoluce lokomočního typu primátů (Vančata, 1981 z Kračmar et al., 2007)

způsobu lokomoce na stromech relativně delší horní končetiny s maximálním připojením na trup, krátké dolní končetiny, více zakřivené prstce a prsty, a širokou pánev. Tyto znaky jsou podobné lidoopům. Měli však též vlastnosti podobné současným lidem spojené s bipedalismem, jako jsou valgózní kolenní klouby a nízké lopaty kyčelních kostí (Schmitt, 2003; Šmahel, 2003; Vančata & Malina, 2003). Jaké změny v tělesné stavbě tedy přinesla bipedie? Došlo především k prodloužení dolních končetin, rozšíření a zaokrouhlení pánve. Spojení křížové kosti a kostí pánevních se posunulo dorzálně, což vedlo k migraci těžiště těla za kyčelní kloub. Vznikla podélná a příčná klenba a ztratila se schopnost opozice palce. Také stavba ostatních kostí poukazuje na změnu typu lokomoce (např. směřování týlního otvoru kaudálním směrem, změny zakřivení páteře; Šmahel, 2003; Vančata & Malina, 2003). Experimentální data nashromážděná Schmittem (2003) ukazují, že časní bipedální hominidé se vyvinuli z arboreálních šplhavých primátů. Kirtley (1999) odhaduje změnu kvadrupedální lokomoce v bipedální do období velkých klimatických změn ve východní části Afriky pravděpodobně před 7 milióny let. Hustý deštný prales zde začal být nahrazován stepí a savanou díky pozvolnému vysychání. Tak naši předkové stáli před problémem, jak se přemístit efektivně a bezpečně přes otevřenou travnatou plochu. V této době zde proto musel být silný evoluční tlak na rozvoj rychlých, energeticky efektivních a stabilních lokomočních vzorů (Kirtley, 1999). Chůze po dvou se nejpravděpodobněji vyvinula jako důsledek potravní migrační strategie ve změněném prostředí. Poskytovala možnost lepšího použití horních končetin (manipulace s nástroji, lepší přežití nošeného potomstva). Zvýšení polohy očí umožnilo lepší orientaci v otevřeném terénu. Vzpřímená poloha vedla k adaptaci na změnu zdrojů potravy (deštný prales vs. step; Šmahel, 2003).

Lokomoční vzor pletence pánevního u člověka však nekorresponduje s lokomočním vzorem primátů a opic, kde se nevyskytuje dokonalé vzpřímení pro bipedální lokomoci (Vančata & Malina, 2003). Normální lidská chůze se liší od bipedální chůze lidoopů, kteří používají habituálně



Obrázek 2.2 Postura chůze (ve fázi počátečního kontaktu, střední stojné fázi a toe-off) a vertikální reakční síly (vyjádřené jako % tělesné hmotnosti) u člověka (A) a u šimpanze (B) (Schmitt, 2003)

flektované kyčelní, kolenní i hlezenní klouby během stojné fáze chůze (Obrázek 2.2). Během volné chůze člověka vzniká křivka reakčních vertikálních sil s dvěma patrnými vrcholy, které jsou oba větší než je celková tělesná hmotnost jedince. Těžiště těla se tak nachází

nejvýše během střední stojné fáze a nejnižše během obou fází dvojí opory (Obrázek 2.2A).

Zatímco u lidoopů nacházíme křivku reakčních

sil s jedním vrcholem, který se nachází daleko blíže tělesné hmotnosti (Obrázek 2.2B; Schmitt, 2003). Plně vzpřímená bipedální chůze je tedy lidsky druhově specifická.

2.1.2 ONTOGENETICKÝ VÝVOJ CHŮZE

Vývoj motoriky člověka po narození je pokračováním intrauterinního vývoje. Probíhá zcela automaticky, je geneticky determinován (Kováčiková, 2000). V průběhu posturální pohybové ontogeneze člověka dochází k funkčnímu dozrání pohybového systému kranio-kaudálním směrem. Pletenec ramenní se tedy do lokomoce zapojuje primárně, sekundárně následuje pletenec pánevní. Spojení funkčního dozrání pletence pánevního a akra dolní končetiny vytváří základní předpoklady pro vzpřímení a volnou bipedální chůzi (Vojta, 1993).

Prenatální vývoj lokomoce

Motoriku fetu v první polovině prenatálního vývoje sledovali pomocí ultrazvuku Vries et al. (1984). Spontánní pohyby byly zaznamenány již v 8. gestačním týdnu. V tomto období se jedná o náhodně rozptýlené pohyby trvající do 2 s. Zahrnují „generální“ pohyby, rytmické sání, izolované pohyby hlavou (především retroflexe) apod. Izolované pohyby končetin se začínají objevovat v období mezi 8. - 15. gestačním týdnem a jejich incidence se dále zvyšuje. Častější pohyby jsou zřetelné na horních končetinách (HKK). Objevují se střídavé flekční a extenční pohyby dolních končetin (DKK) vedoucí po odrazu od břišní stěny matky k přetočení plodu. Klonus končetin byl sledovaný během experimentu zřídka, avšak u všech 12 sledovaných plodů.

Mezi 12. - 15. týdnem gestačního stáří mění plod svou polohu velmi často. V pozdější době frekvence klesá díky neustále se zmenšujícímu prostoru v děloze. Pohyby v raných stádiích těhotenství se zdají být dle Vries et al. (1984) specifickými a rozeznatelnými vzory, a mnohé z nich se vyskytují prakticky nezměněné i po porodu.

Neonatální vývoj lokomoce

Novorozenec neovládá plně svůj pohybový systém, neumí cíleně zaujmout polohu a provádět cílené pohyby. Po narození začíná dítě integrovat primitivní pohyby vybudované během intrauterinního vývoje do účelových pohybových vzorů. Vařeka (2006a) charakterizuje toto období jako období „hledání“ společného těžiště trupu. V období prvního měsíce po narození můžeme vybavit „novorozeneckou chůzi“ nebo „chůzový automatismus“ (Vojta, 1993). Tuto reakci lze vyvolat tak, že držíme dítě ve vertikále, zatímco plošky jsou v kontaktu s podložkou (většinou laterální hranou plošky). Vychýlením trupu vpřed vyvoláme střídavé pohyby DKK připomínající kroky při chůzi. Chůzový automatismus je řízený subkortikálně, a postupně vymizí většinou do konce 1. trimenonu. Ztráta této „chůze“ je vysvětlována inhibicí nižších subkortikálních center postupně vyzářavajícími vyššími centry centrální nervové soustavy. Podobnou synkinézou je „novorozenecké kopání“, které také bývá označováno za příklad manifestace spinálních motorických okruhů (Vařeka, 2006a).

V holokinetickém stádiu hybnosti (5. den - 1. měsíc) se končetiny pohybují především v otevřených kinematických řetězcích. Těmito zdánlivě neúčelnými nekoordinovanými pohyby „zkoumá“ dítě možnosti svého pohybového systému vzhledem k zevnímu prostředí. Typické je jejich rytmické opakování (Vařeka, 2006a).

Kvadrupedální lokomoce

V období 1. - 3. měsíce vývoje dítě přechází k lépe zajištěné postuře s koaktivací antagonistů a uzavřeným kinematickým řetězcům. Na konci 2. trimenonu se dítě dokáže koordinovaně otáčet z polohy na zádech do polohy na břiše. Mezi 4. a 7. měsícem v poloze na břiše nakročí čelistní dolní končetinu (DK) s tendencí k plazení (Vařeka, 2006b). Mezi 6. - 8. měsícem se objevuje lezení se zkříženou koordinací končetin. Podle Vojty & Peters (1995) tomuto lokomočnímu vzoru předchází krátké 2 - 3 týdenní období tzv. tulenění, kdy se dítě opírá střídavě o lokty, zatímco trup je tažený po zemi dopředu. Koordinované zralé lezení je charakterizováno střídavým zatěžováním končetin bez dorzální flexe nohy s nataženými prsty při opoře dlaní (Vojta & Peters, 1995).

Asistovaná lokomoce

Kvadrupedální chůze ve vertikále se začíná objevovat kolem 9. měsíce. Nejprve se dítě postaví přes nakročení jedné DK u opory a poté se pohybuje za současné opory HKK do stran. Později se horní končetiny pustí a batole „běží za padajícím těžištěm“ k jiné opoře. Schopnost samovolně zastavit zatím chybí (Vařeka, 2006b).

Volná chůze

Pokud je dítě schopné zahájit chůzi z volného stoje a ve volném stoji ji ukončit, jedná se o skutečnou samostatnou chůzi. S volnou chůzí se setkáváme v poměrně širokém věkovém rozmezí 9. - 18. měsíce (Vařeka, 2006b). Na začátku volné chůze prostorem vidíme kroky s širokou bází, flekční držení kyčelních a kolenních kloubů, HKK jsou drženy v abdukci a lokty v extenzi. V hlezenním kloubu je při počátečním kontaktu plantární flexe. Je zde menší dorzální flexe během švihové fáze (relativní pokles chodidla). Chůze má stakatový charakter. Postupně dochází k redukci šířky baze. Pohyby se stávají hladšími. Objevuje se reciproční švihový pohyb HKK. Délka kroku a rychlost chůze se zvyšuje a objevují se adultní vzory chůze. Celkově panuje shoda, že rozvoj schopnosti chůze je dokončen ve věku pěti let (Sutherland et al., 1980). Hlavní odlišnosti vzorů chůze dětí a dospělých zkoumali Sutherland et al. (1980) na 186 dětech ve věku 1 – 7 let. Jsou to:

1. *Větší šířka opěrné báze*
2. *Kratší trvání krokového cyklu, nižší rychlost chůze* (roční kojeneček – průměrně 60 cm/s), *vyšší kadence* (roční kojeneček – průměrně 180 kroků/min)
3. *Menší délka kroku* (roční kojeneček – průměrně 20 cm) – délka kroku se zvyšuje lineárně se zvyšující se délkou končetiny. Největší změnu nacházíme před 3. rokem života.
4. *Chybění kontaktu paty* přibližně do 18 měsíců věku. Počáteční kontakt se uskutečňuje celou ploskou (či přední částí nohy, popř. prstci – tzv. digitigrádní chůze; Vařeka, 2006b)
5. *Absence recipročního souhybu HKK* - objevuje se u většiny dětí od 1,5 roku. Všechny děti by měly mít souhyb HKK ve 3,5 letech.
6. *Zevní rotace DK během švihové fáze* (mírná zevní rotace během celého krokového cyklu)

Sutherland et al. (1980) definovali pět hlavních determinant maturace chůze:

- *Doba trvání jednoduché opory* u dospělého jedince činí v průměru 39%. Od prvního roku života postupně roste z 32% na 38% u sedmiletých. Jelikož doba trvání jednoduché opory se shoduje s dobou trvání švihové fáze, mají roční děti kratší švihovou fázi. Obojí je výrazem nestability končetiny.
- *Rychlost chůze* se neustále zvyšuje, avšak rychlejší růst se nachází do 3,5 let.
- *Kadence* se snižuje s rostoucím věkem.
- *Délka kroku* se zvyšuje rychle do věku 2,5 let, poté stoupá v pomalejším tempu.
- *Poměr šířky pánve a šířky kroku* roste rychle do 2,5 let. Stabilizace dosahuje v 7 letech.

Beck et al. (1981) zkoumali časoprostorové parametry chůze u 51 dětí ve věkovém rozmezí 11 měsíců až 14 let. S rostoucím věkem se zvyšovala rychlost chůze, snižovala kadence a

prodlužoval krok. Zvětšení tělesné výšky s věkem bylo zaznamenáno jako hlavní faktor určující změny těchto parametrů.

U sedmiletých dětí se chůze téměř blíží k adultnímu typu. Jsou zde pouze malé odchylky v mírně větší kadenci, nižší rychlosti a mírně zvýšené zevní rotaci kyčelního kloubu, což dosahuje hodnot dospělé chůze v 15 letech života (Sutherland et al., 1980).

Odchylky v EMG aktivitě se nacházejí především do 2 let. Nachází se zde delší aktivita m. gluteus maximus (GL MAX) ve stejné fázi. S věkem také dochází k redukci trvání aktivity m. vastus medialis (VM) a m. tibialis anterior (TA). Komplex m. soleus (SOL) – m. gastrocnemius (GSR) vykazuje opožděnou aktivitu ve švihové fázi a předčasnou aktivitu během stejné fáze (plantární flexe v období počátečního kontaktu) v období 1 – 1,5 roku. Od dvou let nacházíme shodné záznamy s dospělými (Sutherland et al., 1980).

Rozvoj charakteristických individuálních vzorů chůze ovlivňuje muskuloskeletální růst, maturace CNS a učební kapacita (Beck et al., 1981). Mechanismus motorického učení umožňuje okamžitou nebo velmi rychlou adaptaci na aktuální podmínky. Individuální podoba chůze souvisí nejen s motorickým, ale i s celkovým psychologickým a sociálním vývojem dítěte (Vařeka, 2006b).

2.2 FYZIOLOGIE CHŮZE

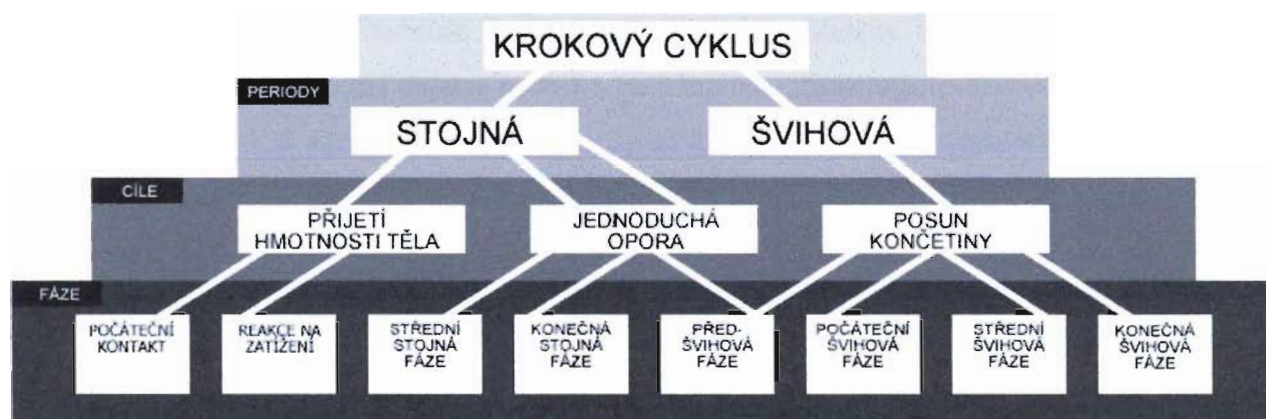
Lidská chůze je způsob lokomoce, který slouží pro přenos těla vpřed při současném udržení stability těla. Jedná se o stále se opakující sekvenci pohybů s minimálním energetickým výdejem (Perry, 1992). Existuje mnoho typů členění chůze. Nejjednodušší systém dělí chůzi do cyklů podle toho, jak se chodidla kontaktují s podložkou. Jiné metody používají dělení podle časového průběhu a délkových kvalit kroku. Třetí koncept identifikuje funkční význam obsahu chůze v průběhu krokového cyklu a pojmenovává tyto intervaly jako funkční fáze chůze.

2.2.1 KROKOVÝ CYKLUS A JEHO FÁZE

Základní funkční jednotkou chůze je *krokový cyklus* (KC). Nejsnadněji definovatelnou částí KC je moment kontaktu chodidla s podložkou, proto bývá označována tato část jako začátek KC. Zdravá osoba začíná kontaktovat podložku patou (tj. *heel strike*). Jelikož všichni pacienti nemají tuto schopnost, všeobecný název používaný pro začátek krokového cyklu se nazývá *počáteční kontakt* (*initial contact*; Perry, 1992). KC je definovaný jako časový interval mezi dvěma po sobě následujícími počátečními kontakty té samé končetiny, jedná se o takzvaný „dvojkrok“ (Murray et al., 1964).

Každý KC se dělí do dvou základních period - *stojné* a *švihové*, které jsou často nazývány *krokovými fázemi*. Stojná fáze se dále dělí do tří částí: *první fáze dvojí opory*, *fáze jednoduché opory* a *druhá fáze dvojí opory*. Stojná fáze jedné končetiny se překrývá se stojnou fází kontralaterální končetiny a tím vytváří ony dvojeoporové intervaly. Naopak když se jedna končetina nachází ve švihové fázi, jedná se o jednooporový interval. Časový interval fáze jednoduché opory jedné končetiny a časový interval švihové fáze kontralaterální končetiny jsou si rovny, jelikož probíhají paralelně (Craik & Oatis, 1995).

Abychom byli schopni zajistit základní funkce nutné pro chůzi, každý KC musí obsahovat neustále se měnící nastavení mezi tělem a nosným chodidlem během stojné fáze a selektivní posun jednotlivých segmentů končetin ve fázi švihové. V praxi se můžeme setkat s různými názvy dějů KC. Dle Perry (1992) se každý KC skládá z osmi funkčních vzorů. Technicky se jedná o „podfáze“, protože KC se základně dělí na stojnou a švihovou fázi, ale běžnou praxí je nazývat tyto funkční intervaly fázemi (Tabulka 2.1). Každá z osmi fází má funkční cíle a rozhodující charakter selektivních synergistických pohybů k dosažení těchto cílů.



Tabulka 2.1 Rozdělení krokového cyklu dle Perry (1992)

2.2.2 ČASOPROSTOROVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE

Rychlost chůze je rychlost lineárního pohybu těla v prostoru a definujeme ji jako vzdálenost překonanou za určitou časovou jednotku. Její jednotkou bývá m/s či mph (míle za hodinu; Craik & Oatis, 1995). Člověk má k dispozici široký rozsah rychlostí chůze pro dosažení specifických potřeb. Změna rychlosti chůze ovlivňuje další časové a prostorové charakteristiky chůze. Se snižující se rychlostí chůze se zvětšuje velikost časových charakteristik a snižuje EMG aktivita svalů a kinetické charakteristiky chůze (Murray et al., 1984). Doba trvání fází krokového cyklu je různá podle rychlosti chůze. Čím je rychlost chůze větší, tím jsou celkové časy stojné a švihové fáze kratší. Při snižování rychlosti chůze se naopak prodlužují. Mezi podčástmi stojné fáze a rychlostí chůze se vyskytují jiné vztahy. Rychlejší chůze proporcionálně prodlužuje jednooporovou fázi a zkracuje dvojoporové intervaly. S opačnými poměry se setkáme při zpomalování chůze (Perry, 1992).

Krokový cyklus má délkové a časové rozměry. **Délka KC** (Obrázek 2.3) je lineární vzdálenost v rovině pohybu mezi určeným bodem na jedné noze a tím samým bodem stejné nohy po proběhnutí jednoho KC (centimetr, metr; Craik & Oatis, 1995).

Měření časového průběhu KC a jeho částí se nazývá **časový interval KC**, **časový interval švihové** či **stojné fáze**, **časový interval kroku** (sekunda). **Časový interval KC** se podle Craik & Oatis (1995) pohybuje mezi 1s při velmi rychlé chůzi a 3 s při chůzi pomalé.

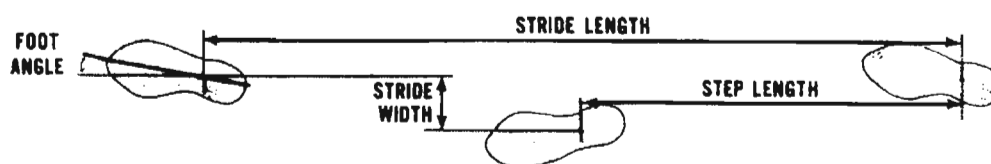
Délka kroku je definována jako lineární vzdálenost v rovině pohybu mezi určeným bodem na jedné noze a stejným bodem na noze druhé (centimetr, metr; Obrázek 2.3). Délka pravého a levého kroku dává tedy dohromady délku jednoho KC čili „dvojkroku“ (Craik & Oatis, 1995). Délka kroku se zvětšuje s rostoucí výškou jedince, a naopak zmenšuje u menších jedinců (Murray et al., 1964).

Šířka kroku není v literatuře zcela standardizovaná. Murray et al. (1964) ji měřili jako transverzální vzdálenost mezi dvěma body na podélné ose pravého a levého chodidla během KC (Obrázek 2.3). Craik & Oatis (1995) ji popisují jako kolmou vzdálenost (vzhledem ke středové ose v sagitální rovině) spojující středy po sobě následujících kontaktů pat. Pokud se končetiny během chůze překřezují, může šířka kroku dosahovat i negativních hodnot.

Kadence je definována jako počet kroků či dvojkroků vykonaných za časovou jednotku (krok/min, KC/min). Ženy demonstrují vyšší kadenci a kratší délku kroku než antropometricky stejní muži chodící stejnou rychlostí (Craik & Oatis; 1995).

Poměr švihové a stojné fáze je podíl časového intervalu švihové a stojné fáze. Celková fyziologická distribuce stojné fáze při obvyklé rychlosti chůze 80 m/min je dle Perry (1992) 60% a švihové fáze 40%. Ve stojné fázi každý dvojkrokový interval zaujímá 10% celkového časového průběhu a fáze jednoduché opory potom 40%. Podle Jandy (1982) je procentuální poměr stojné a švihové fáze 85:15.

Úhel nohy je definovaný jako úhel mezi osou chodidla (spojnice středu patní kosti a druhé metatarzální kůstky) a středovou osou v rovině sagitální (Obrázek 2.3; Murray et al., 1964).



Obrázek 2.3 Prostorové charakteristiky chůze (*foot angle* – úhel nohy; *stride length* – délka KC, „dvojkroku“; *stride width* – šířka kroku; *step length* – délka kroku; Murray et al., 1964)

2.2.3 SVALOVÁ AKTIVITA A KINEMATIKA KLOUBŮ DKK BĚHEM STOJNÉ FÁZE

Stojná fáze je termín používaný k popisu všech období chůze, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Začíná počátečním kontaktem, a dělí se do tří intervalů. Počáteční i konečný interval zahrnuje období kontaktu obou chodidel s podložkou (fáze dvojí opory), střední část stojné fáze má kontakt pouze jednoho chodidla (fáze jednoduché opory).

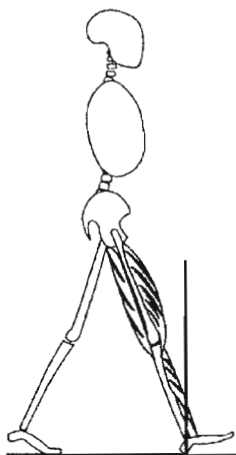
2.2.3.1 Počáteční kontakt

Interval: 0 - 2% KC

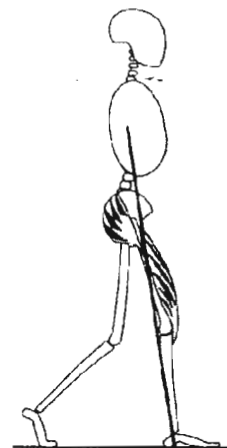
Cíle: Kontakt chodidla s podložkou s váhou na patě jako začátek stojné fáze, absorpce nárazu stojnou končetinou při došlapu paty, stabilita těla po převzetí hmotnosti těla stojnou končetinou při zachování dopředné hybnosti.

Počáteční kontakt znamená okamžik, kdy se pata dotkne podložky (*heel strike*). Postavení končetinových kloubů v tuto chvíli rozhoduje o odpovědi končetiny na zatížení. Hlezenní kloub se nachází v neutrálním postavení, kolenní kloub je v extenzi a zevní rotaci a kyčelní kloub je ve flexi přibližně 30° (Obrázek 2.4; Hamill & Knutzen, 1995).

V oblasti kyčelního kloubu jsou pro kontrolu flexe aktivní obě hlavní extenzorové skupiny – hemstringy i jednokloubové extenzory (GL MAX a m. adductor magnus (AM); Hamill & Knutzen, 1995). Extenze kolenního kloubu je zajišťována jednak pasivně pozicí těžiště vertikálního zatížení vpředu před kloubem, jednak i aktivitou m. quadriceps femoris (Perry, 1992). Současná aktivita hemstringů vytváří velmi krátký flekční moment, a tím chrání kolenní kloub před hyperextenzí (Craik & Oatis, 1995). Neutrální poloha hlezenního kloubu je držena pomocí aktivity pretibiálního svalstva. Hlezenní i subtalární kloub jsou stabilizovány kombinovanou aktivitou TA (inverze), m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus (everze; Perry, 1992). Patní kost se nachází obvykle v inverzi, přední část nohy je v supinačním postavení (Craik & Oatis, 1995).



Obrázek 2.4 Počáteční kontakt (Perry, 1992)



Obrázek 2.5 Reakce na zatížení (Perry, 1992)

2.2.3.2 Reakce na zatížení

Interval: 0 - 10% KC

Cíle: Absorpce nárazu, stabilita končetiny při přenosu váhy a udržení průběhu pohybu.

Tato fáze je současně iniciální fází dvojí opory, kdy chodidlo klesá na podložku (*foot flat*). Začíná ihned po počátečním kontaktu a pokračuje až do té doby, než je druhá končetina zvednutá ve své švihové fázi. Reakce na zatížení je fáze s největší svalovou aktivitou, protože musí být kontrolovány nároky v rovině sagitální, frontální i transverzální (Perry, 1992).

Sagitální rovina. Přesun tělesné hmotnosti na stojnou končetinu, s patou jako jedinou oblastí opory, má za následek plantární flexi (PF) hlezenního (do 10°) a flexi kolenního kloubu (Obrázek 2.5). Excentrická aktivita TA zpomaluje pád nohy a dochází k pohybu bérce nad fixovanou patní

kostí („pivot paty“). Kolenní kloub je odemčen díky koncentrické aktivitě hemstringů, avšak flexe je v této fázi limitovaná do 15° rostoucí aktivitou m. quadriceps. Kontrola kolenního kloubu je zajišťována pouze mm. vasti, m. rectus femoris (RF) se málokdy účastní. Jednokloubové extenzory kyčelního kloubu (AM a spodní část GL MAX) dosahují vrcholové intenzity při kontaktu paty a tato úroveň úsilí pokračuje v časném období reakce na zatížení. GL MAX přes iliotibiální trakt nepřímo přispívá k extenzi v kolenním kloubu. Kyčelní abduktory (horní část GL MAX, m. gluteus medius (GL MED) zvyšují femorální stabilitu tím, že odpovídají na kontralaterální pokles pánve.

Frontální rovina. Nároky na kyčelní a kolenní kloub jsou vysoké díky silným addukčním silám, které doprovází rychlý přenos váhy na stojnou končetinu. Příčinou je pokles pánve na nezátížené straně, který je limitovaný do 5° silnou odpovědí abduktorů kyčelního kloubu (GL MED, m. gluteus minimus, horní část GL MAX, m. tensor fasciae latae). Síla abduktorů podpírajících pánev činí v průměru 1,5 násobek tělesné hmotnosti. V oblasti chodidla ve frontální rovině dochází k valgozitě subtalárního kloubu a tím k pronaci nohy. Jakmile se chodidlo zatíží na laterální straně, vznikne poměrně rychlá everze okolo 10° (Craik & Oatis, 1995).

Transverzální rovina. Díky subtalární valgozitě vzniká také vnitřní rotace talu. Doprovodná rotace tibie převádí vnitřně rotační síly na kolenní kloub. Tuto rotaci opět limituje zevně rotační síla závislé na tonu iliotibiálního traktu a na aktivitě dlouhé hlavy m. biceps femoris (BF; Perry, 1992).

2.2.3.3 Střední stojná fáze

Interval: 10 - 30% KC

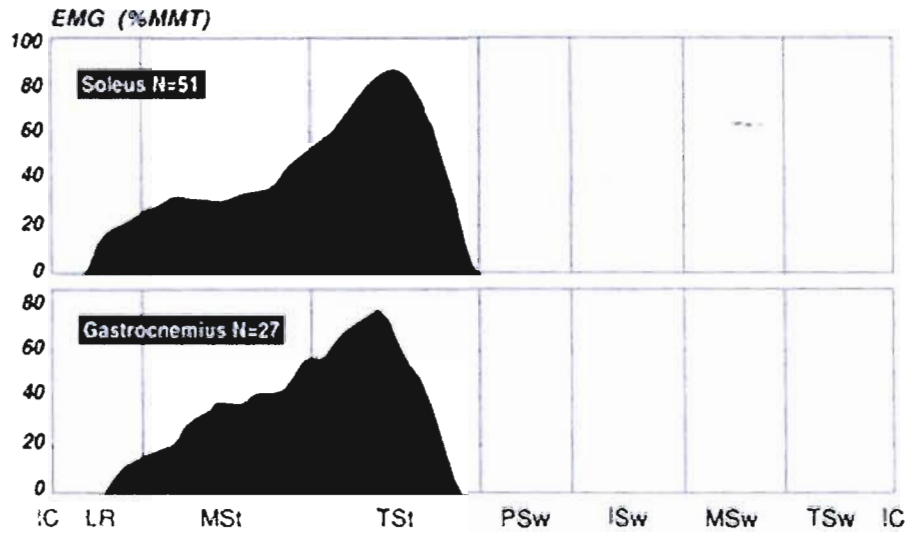
Cíle: Přejít přes stabilní chodidlo, stabilita končetiny a trupu.

Tato fáze začíná ve chvíli zvednutí druhostranné končetiny a pokračuje do té doby, než je hmotnost těla vyrovnána na přednoží. Intenzivní svalová činnost kyčelního a kolenního kloubu, která probíhala během reakce na zatížení, na počátku střední stojné fáze rychle klesá (Perry, 1992). Hlavní odpovědnost za kontrolu končetiny se přenáší na plantární flexory hlezenního kloubu (SOL, GSR) pro zajištění postupného posunu těla nad oporné chodidlo (Sutherland, 1966).

Jakmile se stane chodidlo stabilním díky kontaktu přednoží s podložkou, pohyblivým segmentem se stane tibie. Aktivita SOL omezuje pohyb tibie proximálním směrem, a současně zpomaluje pohyb tibie směrem dopředu oproti femuru. Tím navozuje pasivně flexi kolenního kloubu a současně dopomáhá extenzi kyčelního kloubu. Proto nevzniká potřeba aktivity jiných kyčelních nebo kolenních extenzorů. Aktivita SOL pokračuje dál do konečné stojné fáze. GSR se

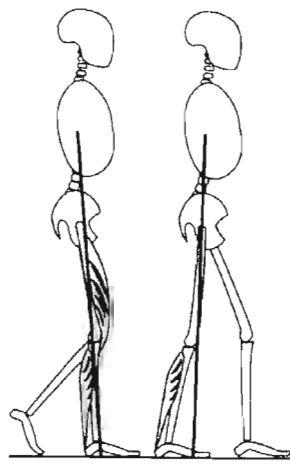
aktivují asi o 5% později v KC, a intenzita jejich aktivity se zvyšuje pomaleji (Tabulka 2.2; Perry, 1992).

Větší zatížení kolenního kloubu během jednooporové fáze vyvolává malé zvětšení kolenní flexe do 18°. Aktivita mm. vasti stabilizuje flektovaný kolenní kloub a pokračuje do té doby, než se těžiště vertikálního zatížení dostane před kolenní kloub. Poté už začíná extenze

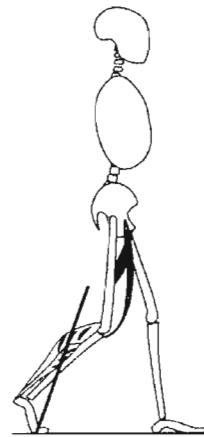


Tabulka 2.2 Svalová aktivita SOL a GSR během KC dle Perry (1992)

působením zevních sil a aktivitou plantárních flexorů (Sutherland, 1966; Craik & Oatis, 1995). Flexe kyčelního kloubu se stále snižuje z počátečních 30° do 10° (Obrázek 2.6). Nicméně nadcházející extenze má pouze minimální přímou svalovou kontrolu, je způsobená nepřímo tahem m. quadriceps za femur a posunutím vektoru tělesné hmotnosti směrem dozadu za kyčelní kloub (Perry, 1992).



Obrázek 2.6 Střední stojná fáze (Perry, 1992)



Obrázek 2.7 Předšvihová fáze (Perry, 1992)

2.2.3.4 Konečná stojná fáze

Interval: 30 - 50% KC

Cíl: Posun těla před oporné chodidlo.

Touto fází končí interval jednoduché opory. Konečná stojná fáze začíná zvednutím paty od podložky (*heel off*) a pokračuje do té doby, než druhé chodidlo kontaktuje podložku. Když se tělo

posunuje dopředu před přednoží, nachází se hlezenní kloub v dorzální flexi (DF) do 10°. Poté se zvedá pata a dostává se do inverzního postavení (Craig & Oatis, 1995). Kolenní kloub dokončuje extenzi a kyčelní kloub se dostává do zanožení. K maximální extenzi kyčle dochází ve chvíli heel strike druhostranné končetiny. Těžiště vertikálního zatížení se přesouvá na přednoží a vytváří tak síly směrem do DF, které však musí být omezeny pro ochranu nosné stability (Perry, 1992). Zvednutí paty vyžaduje silnou PF k opoře tělesné hmotnosti, proto ke konci této fáze nacházíme vrchol aktivity SOL. Stabilita kolenního a kyčelního kloubu je dosažena pasivně díky vlivu aktivity SOL na tibií (Sutherland, 1966). Na konci konečné stojné fáze postupuje zevní rotace z chodidla opřeného o přednoží ke koleni, což vede k odemknutí extendovaného kolenního kloubu a začíná flexe. Rychlý přesun tělesné hmotnosti na druhostranné chodidlo s nástupem fáze dvojí opory v předšvihové fázi ukončí aktivitu plantárních flexorů (Perry, 1992).

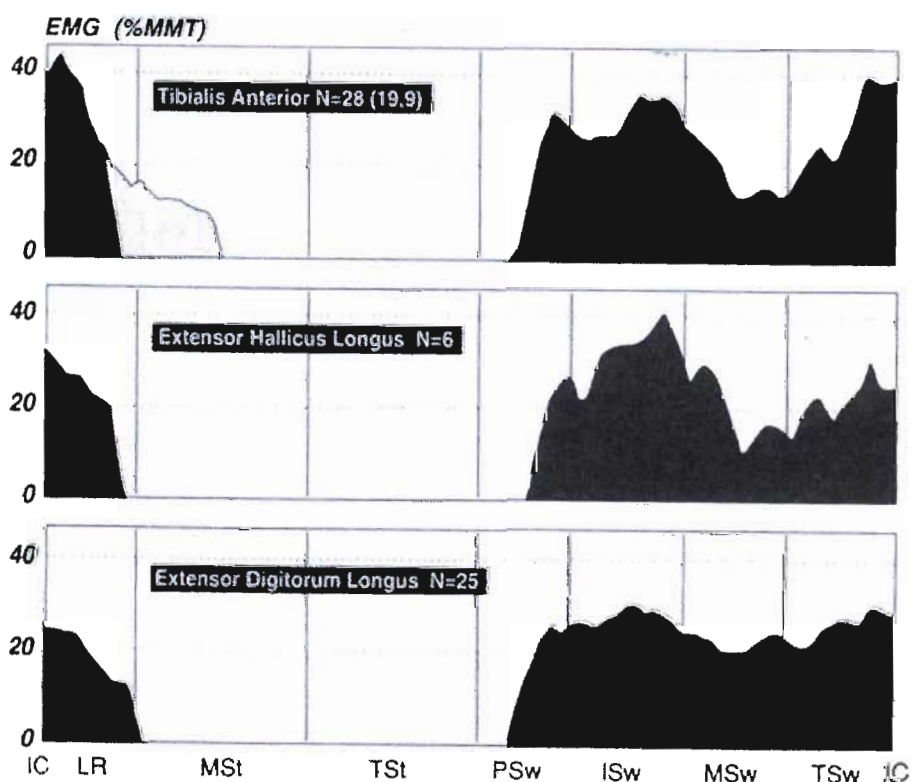
2.2.3.5 Předšvihová fáze

Interval: 50 - 60% KC

Cíl: Nastavení končetiny pro švihovou fázi.

Tato poslední část stojné fáze je druhým intervalem dvojí opory v KC. Začíná s počátečním kontaktem druhostranné končetiny a končí při ipsilaterálním *toe-off* (Obrázek 2.7).

Během této fáze je aktivní m. adductor longus pro omezení abdukčních sil kyčelního kloubu, které vznikají, když se tělesná hmotnost přesouvá na druhou končetinu. Anteromediální postavení tohoto svalu spolu s působením vektoru reakční síly vytvářejí silný flekční moment kyčelního kloubu. Vrchol jeho aktivity se vyskytuje na začátku předšvihové fáze s výsledkem pohybu kyčelního kloubu z předchozí maximální extenze



Tabulka 2.3 Svalová aktivita extenzorů hlezenního kloubu při chůzi dle Perry (1992)

směrem do flexe. Vektor tělesné hmotnosti se posunuje směrem k metatarzophalangeálnímu kloubu palce a chodidlo se uvolňuje díky odlehčení končetiny. Tibie se pohybuje dopředu směrem k vektoru tělesné hmotnosti a zvyšuje tak volnost kolenního kloubu pro flexi a posun stehna vpřed. Doprovodná PF hlezna udržuje délku končetiny a výšku pánve (Perry, 1992). Podle Gottschalla & Krama (2003) snižují SOL a GSR intenzitu kontrakce při odlehčení končetiny, a nad 52% KC už se nevyskytuje žádná jejich aktivita. Podobně se snižuje aktivita m. flexor hallucis longus. Oproti tomu Neptune et al. (2001) a Meinders et al. (1998) připisují k iniciaci švihové fáze aktivitu plantárních flexorů, zvláště GSR medialis. RF svou excentrickou aktivitou chrání kolenní kloub před nadměrnou flexí a současně přispívá k flexi kyčelního kloubu, a tím k zvednutí končetiny (Perry, 1992). Dle Gottschalla & Krama (2003) odpovídá tato aktivita RF spolu s m. iliopsoas za iniciaci švihové fáze, a provází končetinu během celé této fáze.

Pretibiální svalovina (TA a m. extenzor hallucis longus) se začíná aktivovat během druhé poloviny předšvihové fáze a rychle zvyšuje intenzitu aktivity téměř k vrcholu (Tabulka 2.3). Tato aktivita do DF působí proti reziduální PF hlezenního kloubu (Perry, 1992).

2.2.4 SVALOVÁ AKTIVITA A KINEMATIKA KLOUBŮ DKK BĚHEM ŠVIHOVÉ FÁZE

Švihová fáze začíná zvednutím chodidla z podložky (*toe-off*). Jde o časový interval, během kterého se chodidlo nachází ve vzduchu a celá končetina se pohybuje dopředu, zatímco druhostranná ploska kontaktuje podložku (fáze jednoduché opory). Proto během každého krokového cyklu nacházíme dvě kompletní periody švihu (Murray et al., 1964).

2.2.4.1 Počáteční švihová fáze

Interval: 60 - 73% KC

Cíle: Odvíjení chodidla od podložky, posun končetiny dopředu z její zadní pozice.

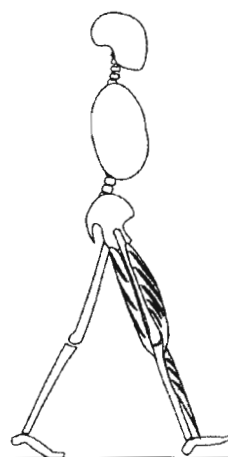
Počáteční švihová fáze zaujímá přibližně jednu třetinu švihové periody. Začíná v okamžiku zvednutí chodidla z podložky a končí, když je chodidlo švihové končetiny na úrovni chodidla stojné končetiny.

V kolenním kloubu se v 70% KC zvyšuje flexe na své maximum 60 - 65°, aby se mohlo chodidlo zvednout nad podložku (Nene et al., 1999). V hlezenním kloubu se pouze částečně snižuje velikost PF (10°). Flexe kyčelního kloubu pokračuje na 20° (Obrázek 2.8). V oblasti kyčle a kolene je svalová aktivita během počáteční švihové fáze proměnlivá. Téměř současně se aktivuje m. sartorius, m. iliacus a m. gracilis. Aktivita těchto tří kyčelních flexorů se liší mezi jednotlivci a je malé intenzity, jelikož hybná síla získaná v předšvihové fázi nejspíš dostačuje pro posun stehna

vpřed v počáteční i střední švihové fázi. Flexe kolene je důsledkem setrvačných sil a aktivity krátké hlavy BF (Nene et al., 1999). Jeho vrcholová aktivita se vyskytuje ve chvíli maximální flexe kolenního kloubu. Aktivita pretibiální svaloviny je zde výrazná k zvednutí chodidla z předchozí PF do neutrální pozice a pokračuje dál do střední švihové fáze (Perry, 1992).



Obrázek 2.8 Počáteční švihová fáze (Perry, 1992)



Obrázek 2.9 Konečná švihová fáze (Perry, 1992)

2.2.4.2 Střední švihová fáze

Interval: 73 - 87% KC

Cíle: Posun končetiny vpřed, začátek pokládání končetiny na podložku.

Tato druhá fáze švihové periody začíná, když se švihová končetina míjí se stojnou a končí ve chvíli, kdy je švihová končetina před stojnou a tibie je postavena vertikálně (, tzn. flexe kyčelního a kolenního kloubu jsou si rovny).

Hlezenní kloub se flektuje dorzálně do neutrálního postavení a kyčelní kloub dosahuje 30° flexe. Flexe kolenního kloubu se zmenšuje na 30° z maxima 60 - 70°, dosaženého při přechodu švihové DK okolo stojné DK. Pokračující aktivita m. gracilis je jedinou svalovou aktivitou vyskytující se v této fázi v oblasti kyčelního kloubu, protože flexe stehna pokračuje dál díky dostačující reziduální síle z počáteční švihové fáze (Perry, 1992). Extenze kolenního kloubu je čistě pasivní, kontrolovaná excentrickou aktivitou hemstringů (Muray et al., 1964).

Svalová aktivita TA, m. extenzor hallucis longus a m. extenzor digitorum longus pokračuje z počáteční švihové fáze, ale snižuje svoji intenzitu. Předpokládá se, že hybná síla vytvořená jejich prudkou aktivitou v počáteční švihové fázi je dostačující k udržení neutrálního postavení hlezenního kloubu ve střední švihové fázi (Perry, 1992).

2.2.4.3 Konečná švihová fáze

Interval: 87 - 100% KC

Cíle: Dokončení posunu končetiny vpřed, příprava končetiny na stojnou fázi.

Jedná se o přechodovou fázi mezi švihovou a stojnou periodou. Začíná, když je tibia postavená rovnoběžně s vertikální osou, a končí s dotykem paty (Obrázek 2.9; Perry, 1992).

Na počátku konečné švihové fáze se aktivita hemstringů (m. semitendinosus, m. semimembranosus, BF – dlouhá hlava) z konce střední švihové fáze rychle zvětšuje, omezuje flexi kyčelního kloubu a současně i nadměrný extenční pohyb kolenního kloubu (Craig & Oatis, 1995). AM a spodní část GL MAX se aktivují, jakmile hemstringy začnou snižovat svoji aktivitu (Tabulka 2.4; Perry, 1992).

Aktivace mm. vasti působí proti flekčnímu vlivu

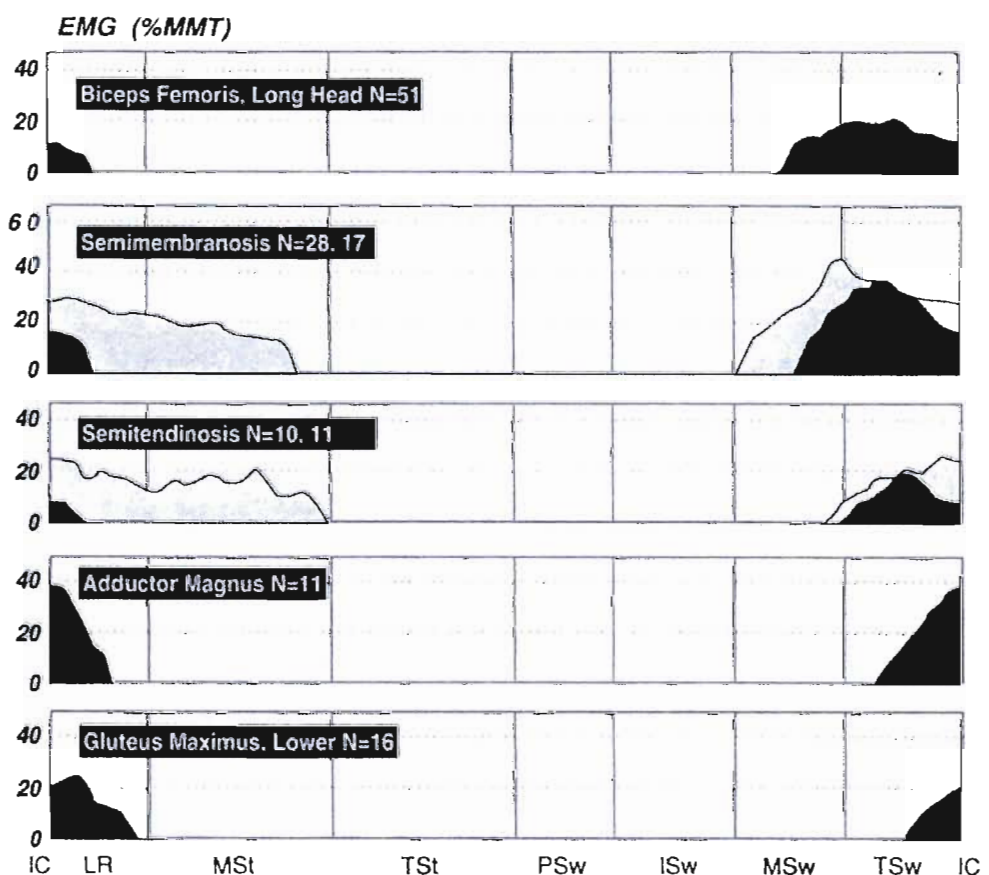
hemstringů k zajištění plné extenze

kolenního kloubu pro fázi počátečního kontaktu (Gottschall & Kram, 2003).

Přetrvává aktivita pretibiálního svalstva, která udržuje

chodidlo v neutrálním postavení pro zajištění pozdější

nosné stability paty (Perry, 1992).



Tabulka 2.4 Svalová aktivita extenzorů kyčelního kloubu při chůzi dle Perry (1992)

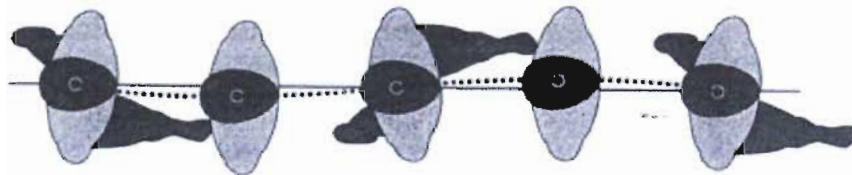
2.2.5 SVALOVÁ AKTIVITA A KINEMATIKA TRUPU PŘI CHŮZI

V analýze motorické strategie základního prvku lokomoce je důležité vzít v úvahu roli trupu. Trup reprezentuje velkou část tělesné hmoty a ta musí být správně vyvážená k udržení rovnováhy těla. Kromě toho adekvátní kontrola trupu ve vztahu k pohybům končetin je nutná pro efektivní a hladkou lokomoci (Thorstensson et al., 1982). Posun a zrychlení osových segmentů

během chůze odráží aktivitu končetin ve švihové a stojné fázi. Díky tomu se největší množství pohybů nachází na pánvi. Vliv mají dva mechanismy, následky zatížení končetiny a brzdění kontralaterální švihové končetiny. Pohyb pánve je kontrolovaný svalovinou z oblasti kyčle, zatímco zádová a břišní svalovina kontroluje postavení trupu na pánvi. Svalstvo osových segmentů těla vykonává tedy dvě základní funkce: absorpci nárazu a udržení vertikální stability trupu. Celkový pohyb trupu je výsledkem malých pohybů každého segmentu páteře, tj. pohybu mezi dvěma sousedními obratli (Perry, 1992).

Během každého KC se pohybuje pánev asynchronně ve třech směrech. Všechny pohyby jsou zde malé, reprezentující kontinuitu posturálních změn. Jednotlivé rozsahy pohybu jsou následující: sagitální rovina (anteriorní/posteriorní klopení) - 4°; frontální rovina (kontralaterální elevace/pokles) - 7°; transverzální rovina (posteriorní/anteriorní rotace) - 10°. Hlavními skupinami odpovídajícími za postavení pánve během chůze jsou abduktory a extenzory kyčelního kloubu (Tabulka 2.5). Aktivita abduktorů kyčelního kloubu (horní část GL MAX a GL MED) je jediným typem pánevní kontroly, který byl specificky identifikován. Začátek aktivity je na sklonku konečné švihové fáze (95% KC), pokračuje přes fázi počátečního kontaktu a dosahuje vrcholové intenzity během reakce na zatížení (4% - 8% KC). Poté se tyto svaly vrací ke své předchozí nízké úrovni aktivity do té doby než se zcela uvolní ve střední stojné fázi (Perry, 1992).

Při pohybu těla vpřed opisuje těžiště těla ve vertikální i horizontální rovině sinusoidu s minimální amplitudou (Gross et al., 2005). Průměrná velikost vertikálního posunu je 2,5 – 4,5 cm (Perry, 1992). Nejnižší se těžiště dostává během reakce na zatížení (6% KC) a během předšvihové fáze (56% KC). Jedná se o dvě fáze dvojí opory v KC. Po každém sestupu následuje postupné zvýšení těžiště, přičemž do nejvyšší polohy se dostává během konečné stojné fáze (34% KC) a konce střední švihové fáze (84% KC), dvou intervalů jednoduché opory. Velikost posunu je závislá i na rychlosti chůze (Hamill & Knutzen, 1995).



Obrázek 2.10 Laterální odchylky trupu během chůze (Perry, 1992)

Pravolevý posun v horizontální rovině je stejně velký ve všech axiálních segmentech, průměrně 4,5 cm. Trup se pohybuje z počátečního neutrálního bodu na začátku stojné fáze směrem ke straně oporné končetiny (Obrázek 2.10). Maxima ipsilaterálního posunu dosahují axiální segmenty na počátku konečné stojné fáze (31% KC). Poté co opět dosáhnou neutrálního postavení

(50% KC), začínají se osově segmenty posunovat směrem k opačné straně. Maximum kontralaterálního posunu se nachází v 81% KC, tzn. kontralaterální konečná stojná fáze (Perry, 1992).

Pohyb trupu ve směru pohybu probíhá ve dvou vlnách během každého KC. Akcelerace trupu se nachází krátce po heel strike, během periody dvojí opory. Naopak zpomalení v pohybu vpřed se nachází na počátku jednoduché opory, když je trup nejvýše a v největší laterální pozici (Murray et al., 1964).

Svalová aktivita. Pohyby trupu vyplývají z aktivních sil, vyvolaných činnostmi trupových stejně jako končetinových svalů, a pasivních sil, vyvolaných reakčními silami stejně jako pohyby končetin. Bederní a hrudní mm. erectores spinae (ES) pracují současně. M. multifidus lumborum a m. longissimus lumborum jsou oboustranně aktivní v okamžiku heel strike (dvě salvy EMG během pravého i levého heel strike). V první salvě svalové aktivity jsou více aktivní ipsilaterální svaly, zatímco u druhé salvy jsou více aktivní kontralaterální. To naznačuje, že hlavní úlohou bederních zádoových svalů je působit proti pohybu trupu ve frontální rovině (Thorstensson et al., 1982). Aktivita rotátorů a m. quadratus lumborum je podobná jako u mm. multifidi (Obrázek 2.11). Jejich aktivita se kryje s konečnou švihovou fází a s reakcí na zatížení ipsilaterální (90 - 12% KC) i kontralaterální končetiny (45 - 62% KC; Perry, 1992). Aktivita m. obliquus internus abdominis je během stojné fáze intermitentní, nízké intenzity (5% maximální síly manuálního testu svalové síly (MMT); Waters & Morris, 1972). Vrcholová aktivita 10% maximální síly MMT se vyskytuje během konce střední švihové fáze a na počátku konečné švihové fáze (75 - 90% KC; Perry, 1992). M. rectus abdominis (RA) vykazuje nízkou úroveň kontinuální aktivity (Waters & Morris, 1972).

2.2.5.1 Svalová aktivita a kinematika trupu během stojné fáze

Na počátku stojné fáze je pánve v rovině se sagitální i frontální rovinou a v transverzální rovině maximálně rotovaná vpřed asi 5° (Perry, 1992). Zatížení končetiny zahajuje změny ve všech třech rovinách.

Přesun hmotnosti těla na stojnou DK během **reakce na zatížení** je doprovázen posunem sakra vpřed (S2), a to dvakrát větším než se vyskytuje na trupu (Th10). Současné odlehčení druhostranné končetiny odebírá oporu této strany pánve. Následkem je její rychlý kontralaterální pokles (průměrně o 5°), který je kontrolovaný abduktory kyčelního kloubu (Perry, 1992). Trup se pohybuje laterálně směrem nad opornou končetinu. Svalovina zad odpovídá na obě tyto události. Bilaterální aktivita hlubokých extenzorů (mm. multifidi a rotátory) a m. quadratus lumborum brzdí posun trupu dopředu. Aktivita ES je při reakci na kontakt paty a pokles pánve větší na

kontralaterální straně (Waters & Morris, 1972). Ipsilaterální aktivita ES přispívá k zpomalení pohybu trupu vpřed. Posun sakra převyšující posun trupu má za následek mírnou extenzi bederní páteře spojenou s malým náklonem dopředu.

Během **střední stojné fáze** se trup v sagitální a vertikální rovině vrací zpět do neutrálního postavení, zatímco laterální posun těžiště těla a pánve pokračuje do svého maxima. Na konci této fáze jsou osová segmenty maximálně posunutá směrem k oporné končetině. Během druhé poloviny této fáze se pánve začíná obracet v tranzverzální rovině (Perry, 1992).

V **konečné stojné fázi** je

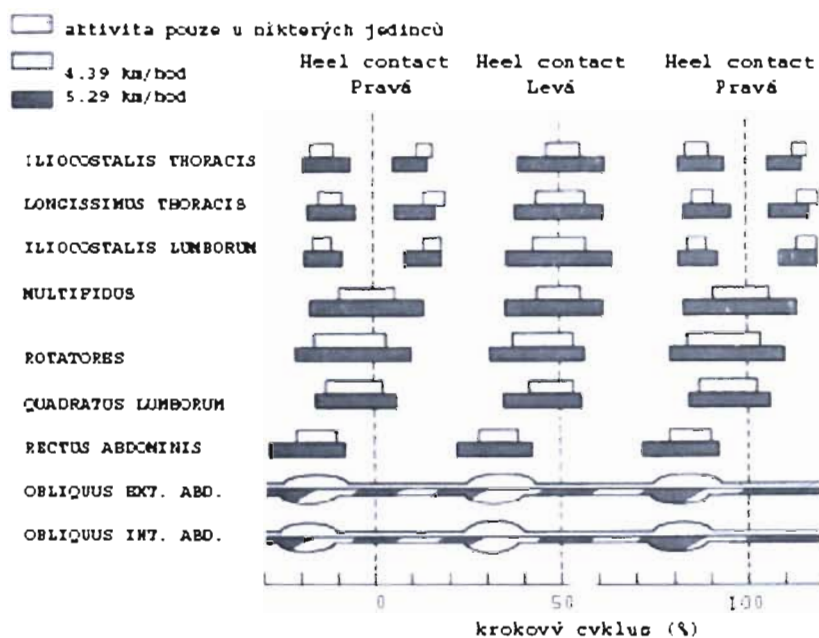
rychlost pohybu sakra i ostatních osových segmentů pomalejší než průměrná rychlost chůze. Na začátku této fáze je oporná končetina postavena vertikálně. Trup je stabilizovaný flekční aktivitou RA. Šikmé břišní svaly mají nižší aktivitu, což odpovídá jejich celkově menšímu podílu na flexi trupu. Pozice trupu, výška těžiště těla i laterální posun pánve se opět snižují. Naopak se zvyšuje rotace pánve a kontrarotace horní části trupu.

Během **předšvihové fáze** je celkový osový pohyb stejný jako při reakci na zatížení. Hlava, trup a sakrum opět klesají do své nejnižší úrovně. Když je končetina odlehčená, pánve na této straně rychle klesá 5° pod horizontální osu těla a uvolňuje se pro rotaci vpřed v sagitální rovině (Perry, 1992).

2.2.5.2 Svalová aktivita a kinematika trupu během švihové fáze

Počáteční a střední švihová fáze jsou klidným přechodným stádiem srovnatelným s kontralaterální střední stojnou fází. Pánve znovu získává své neutrální postavení. Začíná její posteriorní klopení a rotace dopředu.

Na počátku **konečné švihové fáze** jsou osová segmenty postaveny nejvýše. To představuje posturu konečné stojné fáze na kontralaterální končetině. Následuje postupný pokles z této úrovně.



Obrázek 2.11 Průběh EMG aktivity svalů trupu při chůzi rychlostí 4.39 a 5.29 km/hod dle Waters & Morris (1972)

Pánev se pohybuje spolu se švihovou končetinou, ipsilaterálně klesá a klopí se vpřed (3°). Nachází se také v maximální rotaci vpřed (5°).

Pohyb hlavy, krku, trupu a pánve je sekundární vzhledem k funkci dolních končetin. Důležitými vlivy jsou účinek zatížení, měnící se nastavení stojné a švihové končetiny a ztráta oboustranné opory pánve. Aktivita trupových a kyčelních svalů sleduje vynaložené síly. V důsledku toho všechny pohyby jsou poměrně malé (Perry, 1992).

2.2.6 CENTRÁLNÍ MECHANISMY ŘÍZENÍ LOKOMOCE

Neurofyziologickým podkladem řízení lokomoce je poměrně autonomní činnost míšních generátorů lokomočních vzorů. Tuto základní aktivitu ovlivňují jak reflexní faktory (exteroceptivní a propioceptivní), tak i supraspinální vlivy (Mayer, 2000).

V rámci lokomoce i jiných volných pohybů člověka se uplatňují principy konvergence a divergence, které značně rozšiřují rozsah vlivu jednotlivých neuronů. Princip konvergence se nachází na všech úrovních CNS. K jednotlivým neuronům či jádrům se sbíhá velké množství aferentních vstupů. Například α -motoneurony míšní mohou přijímat více jak 10 000 spojů. Princip divergence naopak poukazuje na mnohonásobné výstupy neuronů či jader. Tyto principy jsou důležité pro celkové pochopení řízení lokomoce (Craik & Oatis, 1995).

Centrální generátory lokomočních vzorů

Centrální generátory lokomočních vzorů jsou seskupením neuronů nebo neurálních okruhů, které mohou autonomně generovat rytmické koordinované pohyby, tedy lokomoci. Ačkoli centrální generátory lokomočních vzorů mohou pracovat bez aferentních informací, je jejich aktivace neustále modulována dostupnými senzoryckými vstupy. V různých fázích KC se důležitost různých aferentních vstupů mění. Například během přechodu ze stojné do švihové fáze jsou primárním senzoryckým vstupem, který iniciuje změny v centrálních generátorech lokomočních vzorů, receptory citlivé na natažení ve flexorech kyčelního kloubu. V jiných fázích KC mohou mít větší význam ostatní senzorycké vstupy. Proto vznikl koncept „řídících neuronů“, které reagují na senzorycký vstup a iniciují aktivitu centrálních generátorů. V závislosti na činnosti řídících neuronů se v různém pořadí aktivují neurony centrálních generátorů. Aktivita centrálních generátorů a vzory pohybů, které vyplývají z jejich aktivace, jsou primárně ovlivněny třemi faktory: (1) vstupy ze supraspinálních center, (2) typem a stupněm aferentní zpětné vazby, a (3) pozicí těla a končetin. Kožní stimulace aplikovaná u koček během extenze končetiny měla za následek flexi končetiny. Aplikace stejné stimulace během flexe končetiny vedla k extenzi (Craik & Oatis, 1995). Stejný podnět (exteroceptivní, propioceptivní, elektrický) může vyvolat jinou až opačnou odpověď

v závislosti na fázi KC. Tento fenomén se nazývá *fázovým zvratem reflexů* a můžeme ho vidět i u člověka (Mayer, 2000).

Periferní receptory

Kontrola bipedální lokomoce vyžaduje konstantní sledování svalové délky a napětí zajištěné svalovými vřeténky a Golgiho šlachovými tělísky (Craig & Oatis, 1995). Svalová vřeténka reagují na změnu délky svalu a informace z nich je vedena cestou Ia vláken. Protážení extrafuzálních vláken způsobí monosynapticky excitaci napínaného svalu a jeho synergistů. Přes inhibiční interneuron dochází k inhibici antagonistických svalů. Ia vlákna vysílají kolaterály do vyšších mozkových center (mozeček, mozková kůra), které poté přes aktivaci α - a γ -motoneuronů čelí nárokům měnících se podmínek. Golgiho šlachová tělíska jsou citlivá na změny svalového napětí. Reagují jak na pasivní protažení, tak i na svalovou kontrakci (Trojan et al., 2005). Cestou Ib vláken inhibují agonistické a synergistické motoneurony, zatímco excitují antagonistické neurony. Timing lokomočního rytmu je silně ovlivněn Ib aferencí. Vstup z Ib vláken inhibuje flexory během stojné fáze chůze. Většina Ib vláken má velké množství synapsí s ostatními aferentními a supraspinálními drahami (Craig & Oatis, 1995).

Mozkový kmen

Elektrická stimulace center ve středním mozku a mozkovém kmeni u savců způsobila spontánní lokomoci. Rozlišujeme mesencephalickou, pontinní a subthalamickou lokomoční oblast. Tato centra přijímají a integrují různé descendentní a ascendentní vstupy, poté jdou jejich eferentní výstupy do míšních centrálních generátorů lokomočních vzorů. Mesencephalická oblast uložená ventrálně od colliculus inferior se zdá být důležitým spojením mezi limbickým systémem a míšními generátory. Pontinní lokomoční oblast je nejspíš spojením mezi mesencephalickou oblastí a horní krční míchou. Stimulace této oblasti vyvolá změny napětí a aktivaci mesencephalické lokomoční oblasti. Pokud je u koček oddělená subthalamická oblast od korových center, je možná spontánní lokomoce, ale ztrácí se schopnost vyhnout se překážce. Subthalamická lokomoční oblast má tedy význam pro modulaci lokomočních vzorů (Craig & Oatis, 1995).

Mozeček

Mozeček je pokládán za komparátora motorických příkazů z mozkové kůry a aferentních informací o prováděném pohybu. Je důležitý pro hladké provedení volní kontrakce. Určité oblasti mozečku jsou aktivní již před začátkem pohybu a nejspíš nastavují tělo pro zamýšlený pohyb. Mozeček koordinuje svalovou aktivitu, je nezbytný pro proces motorického učení, vytváří programy a podprogramy pro specifické pohyby, integruje vestibulární reflexy, předběžně ovlivňuje α - i γ -motoneurony (Craig & Oatis, 1995).

Bazální ganglia

Bazální ganglia hrají důležitou roli v motorické kontrole. Zpracovávají aferentní informace z periferie a mozkové kůry a ovlivňují motorické plánování. Hrají roli v iniciaci i ukončení pohybu. Bazální ganglia se neaktivují při pasivních pohybech, naopak velmi aktivní jsou v situacích, kdy je třeba ke splnění úkolu vybírat mezi několika možnostmi pohybu (Craik & Oatis, 1995).

Mozková kůra

Korová aktivita předchází pohybu a během lokomoce má fázický charakter. Na rozdíl od horizontálních lamel, vertikálně probíhající sloupce vykazují extrémní plasticitu a jejich organizace je závislá na jejich aktivitě. Pohybový repertoár člověka a jeho schopnost reagovat na senzorní podněty je patrně výsledkem zkušeností. Korové neurony kódují velmi specifické pohybové parametry. Určité neurony se podílejí na řízení směru pohybu, zatímco jiné ovládají sílu nebo rychlost. Finální motorický výsledek je determinován sumací aktivity skupin korových neuronů. Neurony funkčně spojené s korovými sloupci mění aferentní senzorní podněty v generalizovaný motorický plán. Předepisují směr, amplitudu, rychlost, i finální požadovaný výsledek volního pohybu. Subkortikální oblasti dále zdokonalí tento výstup (Craik & Oatis, 1995).

2.3 VLIV OBUVI NA POHYBOVÝ VZOR CHŮZE

Kinematika chůze se mění v závislosti na nošení obuvi vzhledem k její hmotnosti, tvaru, snížené či zvýšené pozici paty, tuhosti podešve, materiálu atd. Obuv nosíme především pro zajištění ochrany chodidel, případně jako oporu. Pokud je tato ochrana nepřiměřeně velká, může vést dle Hermachové (1998) ke ztrátě dostatečné termoregulace, k rozvoji neadekvátní exterocepce, pasivity až oslabení svalů nohy, změně stereotypu chůze s následkem nadměrného zatížení DKK a páteře. Chodidlo představuje důležitý zdroj aferentní zpětné vazby pro udržování rovnováhy a lokomoci. Senzorická zpětná vazba může být změněna stojem nebo chůzí na odlišných površích. Během statických posturálních činností by měla mít podle všech předpokladů silný vliv na rovnováhu i posturální regulační strategie. Stejně jako různé povrchy podložek i různý povrch vložek v obuvi může ovlivnit senzoricou zpětnou vazbu z chodidla a tím i následnou odpověď svalstva DKK. Nurse et al. (2005) zaznamenali výrazné změny ve vzorech chůze, především svalové aktivity na DKK, při chůzi s vložkami s výrazně tvarovaným plantárním povrchem (Obrázek 2.12). Změny zpětné vazby z plošky nohy v tvarovaných vložkách vedly k snížení aktivity SOL a TA během celé stojné fáze oproti hladkému povrchu vložek.

Mnoho studií se věnuje měření změn distribuce tlaku chodidla na podložku ve vztahu k odlišným druhům obuvi, méně však změnám kinematiky a svalové aktivity v oblasti DKK a trupu (Craik & Oatis, 1995).



Obrázek 2.12 Hladké a tvarované vložky (Nurse et al., 2005)

2.3.1 VLIV OBUVI NA KINEMATIKU A SVALOVOU AKTIVITU NA DKK

Podpatěčky

Omezení DF hlezenního kloubu je velmi častou poruchou a obvykle prvním symptomem při počínajících artrotických procesech, po úrazech apod. Při normální chůzi využíváme DF přibližně 10°, přičemž maximální DF se nachází krátce před počátečním kontaktem paty. Ve stojné fázi umožňuje DF posun tibie vpřed po hlavici talu, a tím přesun těla vpřed. U pacientů s omezenou DF hlezna dochází ve fázi heel strike k došlapu téměř na celou plošku za současné hyperextenze kolenního kloubu. Střední stojná fáze je zkrácena kvůli předčasnému zvednutí paty od podložky. Díky zkrácenému odvíjení nohy se zkracuje délka kroku (Vacek, 2007). Johanson et al. (2006) sledovali vliv různě vysokých podpatěnek na rozsah pohyblivosti hlezenního kloubu, čas zvednutí

paty během chůze a rozsah extenze kolenního kloubu během stojné fáze chůze. Při užití 9 mm podpatěnek došlo k prodloužení délky stojné fáze, zpomalení nástupu heel off a k zvýšení exkurze DF hlezna o $1,23^\circ$. Při užití 6 mm podpatěnek se exkurze DF hlezna zvýšila o $0,68^\circ$. Průměrné zvýšení DF hlezenního kloubu o 1° při chůzi s podpatěnkami oproti chůzi pouze v botách se zdá být velmi malé. Uvažujeme-li však kolikrát se během dne v chůzi tento minimálně zvýšený pohyb opakuje, je zřejmé, že i tak malé zvýšení může být klinicky významné. Při nošení podpatěnek došlo ke snížení zátěže měkkých tkání v oblasti hlezna a chodidla, jako je Achillova šlacha, plantární aponeuróza apod. (Johanson et al., 2006).

Obuv s podpatky

Kinematika

Každý podpatek způsobuje změnu zatížení chodidla a dopadu těžnice. Důležitý je i tvar podpatku. Pokud se zužuje, způsobuje nestabilitu stoje (stojné fáze kroku). Rozšiřuje-li se, naopak snižuje obratnost a reaktivitu nohy. V obou případech následuje změna stereotypu chůze (Hermachová, 1998). Hmotnost těla při nošení vysokých podpatků působí posun chodidla po šikmé podrážce směrem dolů a dopředu. Tak dochází k flexi interphalangeálních kloubů a hyperextenzi metatarzophalangeálních kloubů, čímž se snižuje postavení hlaviček metatarzů. Pata a hlavičky metatarzů se k sobě navzájem přibližují a dochází k fixaci podélné klenby. Snižuje se napětí Achillovy šlachy, snižuje se rozsah pronace a zátěž měkkých částí planty, včetně plantární aponeurózy. Boty s nízkým podpatkem vedou ke zvýšenému napětí Achillovy šlachy, což vede ke zvýšené pronaci subtalárního a Chopartova skloubení a tím k silnějšímu oploštění mediální klenby. U vysokých podpatků se mění místo zatížení na noze. Tlak se přenáší na mediální přednoží (Vacek, 2007). Černeková et al. (2007) sledovala vliv výšky podpatku (0 - 6,7 cm) na rozložení tlaku chodidla na podložku. U obuvi s nulovou výškou podpatků byly rozdíly tlaků mezi přední a zadní částí nohy minimální. S rostoucí výškou podpatků roste i tlak na přední část nohy. Strmost tohoto nárůstu klesá od 4,7 cm výšky podpatku.

Jelikož obuv je potencionálně kontrolovatelným a snadno modifikovatelným faktorem, zabývali se Kerrigan et al. (1998, 2001, 2005) vlivem obuvi na rozvoj osteoartrózy kolenního kloubu v několika studiích. Zjistili, že při nošení úzkých jehlových podpatků (průměrné výšky 6,35 cm) se zvyšuje vrchol točivého momentu v kolenním kloubu v oblasti stojné fáze o 23%. Zvýšený točivý moment zvyšuje napětí laterálních kolenních ligament a svalové síly vytvářející tlak na mediální oblast kolenního kloubu. Současně prokázali prodloužení flexe kolena na začátku stojné fáze, což ukazuje na zvýšenou práci m. quadriceps femoris, zvýšené napětí jeho úponu na patelu a zvýšený tlak na patelofemorální kompartment (Kerrigan et al., 1998). Další studie se širšími

podpatky průměrné výšky 3,8 cm ukázala menší, ale stále klinicky významné zvýšení točivého momentu v kolenním kloubu, prodloužení flexe kolene o 14 - 19% a u skupiny žen starších 65 let i její zvýšení o 7% (Kerrigan et al., 2005). Takové prokazatelné zvýšení rozsahu pohybu v kolenním kloubu je považováno za významný predispoziční faktor pro vznik a další rozvoj artrózy. Během švihové fáze se nachází při nošení vyšších podpatků naopak redukce vrcholu flexe kolene (Kerrigan et al., 2005). Opila-Correia (1990) a Murray et al. (1970) zaznamenali zvýšení flexe kolenního kloubu ve stejné fázi při chůzi ve vysokých podpatcích oproti nízkým. Naopak během švihové fáze se flekční úhel kolenního kloubu ve vysokých podpatcích snižoval, stejně jako flekční úhel kyčelního kloubu. Dále došlo ke zvýšení vnitřní rotace tibie u vysokých podpatků při chůzi ve srovnání s nízkými podpatky. Lateur et al. (1991) nezjistil žádné významné změny mezi kinematikou chůze žen s vysokými (8,9 cm) a nízkými podpatky (2,2 cm) až na zvýšený úhel PF v hlezenním kloubu ve chvíli počátečního kontaktu.

Svalová aktivita

Ačkoli průměrná výška podpatků nebyla zaznamenána, Joseph & Nightingale (1956) našli kontinuální zvýšení EMG aktivity SOL u 17 z 21 subjektů stojících a nosících vysoké podpatky ve srovnání s nízkými. Žádné významné zvýšení EMG aktivity však neprokázali u žádného z ostatních vyšetřovaných svalů (TA, m. quadriceps femoris a hemstringy). Při nošení vysokých podpatků se nachází chodidlo v PF, takže Achillova šlacha je povolena. Joseph & Nightingale (1956) připisují zvýšenou aktivitu SOL snaze přerušit toto „ochabnutí“ a zároveň snaze zabránit pádu těla vpřed v oblasti hlezenního kloubu.

Dle Vacka (2007) podpatek 1 cm snižuje při chůzi aktivitu plantárních flexorů z 30% maximální síly v rovné podrážce na 17% maximální kontrakce svalu. Podpatek 5,5 cm dále omezuje aktivitu GSR a současně vede ke znatelnému zvýšení aktivity TA.

Lee et al. (1987) zaznamenali sníženou EMG aktivitu m. ticeps surae a zvýšenou aktivitu TA u mužů chodících na podpatcích. Průměrné snížení EMG aktivity GSR bylo zcela lineární, a signifikantně významné při chůzi na 1,9, 3,8 a 5,7 cm vysokých podpatcích oproti botám bez podpatku. EMG aktivita TA se lineárně zvyšovala mezi 0 a 3,8 cm vysokým podpatkem ve chvíli heel strike, naopak mezi 3,8 a 5,7 cm vysokým podpatkem došlo ke snížení jeho EMG aktivity. Zvýšená aktivita TA je nutná pro tlumení plantárně flekčních sil vznikajících v oblasti hlezenního kloubu ve chvíli kontaktu paty. Není vysvětleno, proč má TA opačnou tendenci při dalším zvětšování výšky podpatku. Ve švihové fázi nedošlo k významným změnám v EMG aktivitě TA (Lee et al., 1987).

Existuje více možných vysvětlení pro snižující se EMG aktivitu GSR při zvyšující se výšce podpatku. První možností je, že GSR je bez podpatků ve své klidové délce, a při nošení podpatků se jeho délka snižuje. Tím se snižuje i aktivní napětí vytvořené ve svalu. Druhou možností je, že bez podpatku se hlezenní kloub ve chvíli toe-off nachází ve 30° plantární flexi. Pokud má subjekt podpatky, které zvyšují výchozí pozici pro plantární flexi z neutrální pozice naboso na 15°, bude zde pro dosažení 30° PF potřebná méně aktivní kontrakce plantárních flexorů (Lee et al., 1987).

V další studii Lee et al. (1990) sledovali EMG aktivitu stejných svalů (TA & GSR) u žen nosících 2,5, 5,0 a 7,5 cm vysoké podpatky. U žen stejně jako v předchozí studii u mužů došlo ke snížení EMG aktivity GSR při zvyšujícím se podpatku. Současně u žen došlo ke snížení EMG aktivity TA se zvyšující se velikostí podpatků. Jedná se o opačný výsledek než u mužů. Tento jev si Lee et al. (1990) vysvětlovali habituálním nošením podpatků u žen. Muži, kteří nejsou zvyklí na nošení podpatku zažívají bezprostředně před heel strike krátký pocit instability chodidla na rozdíl od žen pravidelně nosících podpatky. Proto byla zaznamenána v období heel strike u mužů zvýšená aktivita TA jako jednoho z nejdůležitějších stabilizátorů hlezenního kloubu.

Botasky

Kinematika

Významné odchylky mezi chůzí v botaskách a naboso se nalézaly v sagitální rovině. V oblasti hlezenního kloubu bylo zaznamenáno snížení PF v obuvi ve srovnání s chůzí naboso u 14 zdravých dětí (7 - 10 let) ve fázi reakce na zatížení a přechodu stojné a švihové fáze. Současně došlo v obuvi ke zmenšení flexe kolenního kloubu v období mezi počátečním kontaktem a střední stojnou fází. Procentuální rozdíl v maximálních pohybech kloubů DKK však nepřesáhl 5° (Oeffinger et al., 1999).

Svalová aktivita

Wakeling et al. (2002) zkoumali rozdíly EMG aktivity svalů DKK mezi dvěma druhy obuvi s různou tvrdostí materiálu mezipodešve. Svalová aktivita dolních končetin odpovídá na nárazové síly za účelem minimalizace možných vibrací vyplývajících z nárazů. Nárazové vlny se šíří dál prostřednictvím kostí, kloubů i měkkých tkání (Folman et al., 2004; Wakeling et al., 2002). Časté vystavování páteře přenosu vysokých nárazových sil z chodidla během počátečního kontaktu může vést ke kumulativním změnám v jejich kostěných elementech i okolních měkkých tkáních. Intervertebrální disk bývá postupně poškozen redukcí perfuze nebo přímo vzniklou disrupcí jeho matrixové integrity. Tyto změny klinicky vyjádřené jako degenerativní změny na páteři jsou frekvenčně závislé a maxima dosahují v oblasti 4,5 - 6,0 Hz (Folman et al., 2004). Svalová aktivita DKK odpovídala u 6 jedinců na rozdíly materiálu způsobem specifickým pro každého jedince.

Takový výsledek odrážel odlišné vibrační charakteristiky měkkých tkání mezi jedinci a byl ovlivněn faktory jako je množství měkkých tkání, obsah podkožního tuku, apod. Nicméně změny v EMG intenzitě mezi vysokou a nízkou frekvencí záznamu byly hodnoceny jako změny v náboru typu svalových vláken (vlákna s převahou rychlých nebo pomalých motorických jednotek) následkem změny velikosti nárazových sil v závislosti na tvrdosti mezipodešve (Wakeling et al., 2002).

Nestabilní obuv

Svalová aktivita

Stabilita hraje během chůze podstatnou roli již od dětství, kdy se jí učíme zdokonalovat. Je důležitá ve sportu pro kvalitní výkon a ve stáří je podstatou mobility a soběstačnosti. Existuje mnoho strategií, jak zlepšit stabilitu během lokomoce, včetně konstrukce obuvi. V literatuře byla věnována pozornost vlivu nestabilní obuvi na EMG aktivitu svalů DKK (Nigg et al., 2006; Romkes et al., 2006). Obě studie hodnotili *Masai Barefoot Technology* – obuv s kulovitou podrážkou v předozadním směru (Obrázek 2.13) ve srovnání s *Adidas Super Nova* obuví na běhání (Nigg et al., 2006) a běžnou vycházkovou obuví (Romkes et al., 2006). Výsledky ukázaly snížení EMG aktivity TA během prvních 0 - 12,5% KC, tj. počáteční kontakt a reakce na zatížení, a zvýšení během celé ŠF v nestabilní obuvi oproti běžné obuvi (Romkes et al., 2006). Dle Nigg et al. (2006) TA aktivita ukazovala redukci EMG aktivity o 26%.



Obrázek 2.13 Obuv použitá v *Masai Barefoot Technology* (Romkes et al., 2006)

GSR byl předčasně aktivní už během konečné švihové fáze, a jeho aktivita pokračovala až do střední stojné fáze, což se shoduje s antagonistickou aktivitou TA. Tato kokontrakce se podle Romkes et al. (2006) může podílet na stabilizaci hlezenního kloubu během počátečního kontaktu a zřejmě zlepšuje stabilitu chodidla během časné stojné fáze. Aktivita m. vastus lateralis, VM a RF byla zvýšena v nestabilní obuvi během téměř celé stojné fáze. EMG aktivita RF zde byla považována za pronikání signálu z mm. vasti, a zřejmě se nacházela pouze v přechodu mezi stojnou a švihovou fází (Romkes et al., 2006). Nigg et al. (2006) zaznamenali průměrné zvýšení EMG aktivity GL MED o 16%, a snížení EMG aktivity BF o 55% při chůzi v nestabilní obuvi, avšak žádný z těchto výsledků nebyl statisticky významný. Při chůzi v nestabilní obuvi dochází ke změnám timingu a EMG aktivity svalů DKK. Významně je ovlivněna

aktivita GSR a TA. Kokontrakce těchto svalů by měla zabezpečovat větší stabilitu hlezenního kloubu, proto by *Masai Barefoot Technology* mohla být využita jako tréninková metoda pro posílení stabilizační funkce končetinových svalů (Romkes et al., 2006).

Kinematika

Nebyly nalezeny žádné významné změny v kinematice kloubů DKK ve frontální ani transverzální rovině. V sagitální rovině měly subjekty při chůzi v nestabilní obuvi oproti chůzi v běžné vycházkové obuvi omezený rozsah pohybu v kyčelním kloubu ($48,2^\circ$ vs. 43°). Tak došlo k redukci vrcholu flexe ($42,7^\circ$ vs. $40,0^\circ$) a vrcholu extenze kyčelního kloubu ($5,5^\circ$ vs. $3,6^\circ$). Na úrovni kolenního kloubu se rozsah pohybu také snížil ($64,6^\circ$ vs. $57,3^\circ$), s redukcí vrcholu flexe ($67,4^\circ$ vs. $63,6^\circ$) při chůzi v nestabilní obuvi. V oblasti hlezenního kloubu se zvýšil úhel DF ve fázi počátečního kontaktu z $2,9^\circ$ při nošení běžné vycházkové obuvi na 15° za chůze v nestabilní obuvi (Romkes et al., 2006). Nigg et al. (2006) také popisují významné zvýšení DF během první poloviny stojné fáze v nestabilní obuvi oproti kontrolní obuvi na běhání. Žádné další významné odchylky v kinematice kloubů DKK však nezaznamenali.

Obuv s negativním podpatkem

Bourgit et al. (2008) zkoumali ovlivnění EMG aktivity svalů DKK obuvi takové konstrukce, že zvyšovala DF hlezenního kloubu o 2° , 4° a 10° oproti standardní „fitness“ obuvi (minus 4° DF). Během chůze se významně zvýšila EMG aktivita m. triceps surae se zvyšujícím se podložním do DF. Tato vyšší aktivita byla zaznamenána i během excentrické fáze běhu. Dále našli snížení EMG aktivity extenzorů kolenního kloubu u bot zvyšujících DF a tendenci směrem k vyšší aktivitě u GL MAX, avšak žádnou změnu aktivity BF. Počáteční rozsah DF v obuvi je zřejmě důležitým faktorem ovlivňujícím motorický vzor chůze.

Soderberg & Stave (1977) studovali vliv obuvi s negativními podpatky (*Earth Shoes*) na EMG aktivitu posturálních svalů oproti normální obuvi a situaci bez bot. Nošení negativních podpatků vedlo ke zvýšené aktivitě TA a snížené aktivitě SOL. Tyto změny byly zaznamenány po předchozím 4 týdenním nošení této obuvi.

Klínování

Abnormální pronace chodidla je často pozorovanou dysfunkcí, jež může přispívat k zvýšené četnosti zranění DKK. Předepisování terapeutických klínů ukazuje redukci symptomů ve smyslu četnosti zranění DKK. Studie Murley & Bird (2006) prokazují vliv terapeutických klínů vložených v obuvi na EMG aktivitu svalů DKK při chůzi u jedinců s abnormální pronací chodidla. Všechny tři typy mediálních klínů (0° , 15° a 30° mediálního podložení chodidla) zvyšovaly signifikantně maximální amplitudu EMG TA ve srovnání s chůzí naboso. To naznačuje, že nejde o vliv klínů, ale

o vliv samotné obuvi. Hmotnost obuvi může zvyšovat brzdné nároky na excentrickou aktivitu TA bezprostředně před počátečním kontaktem paty. Není jasné, zda zvyšující se excentrická aktivita TA v této chvíli má pozitivní nebo negativní vliv na funkci chodidla. Maximální amplituda m. peroneus longus (PL) se signifikantně zvýšila za chůze s 15° mediálním klínem oproti chůzi naboso. Ostatní klíny vykazovaly stejný trend, avšak ne statistický významný. Nebyly zaznamenány významné změny v maximální amplitudě EMG u mediálního GSR ani u SOL (Murley & Bird, 2006). Tomaro & Burdett (1993) sledovali vliv ortéz vyrovnávajících pronační postavení v subtalárním kloubu na EMG aktivitu svalů bérce při chůzi. Ortézy neměly vliv na průměrnou aktivitu TA nebo GSR, avšak 7 z 10 subjektů vykazovalo zvýšení průměrné aktivity PL při chůzi v ortézách. Současně se významně prodloužila aktivita TA ve stojné fázi oproti chůzi naboso.

2.3.2 VLIV OBUVI NA KINEMATIKU A SVALOVOU AKTIVITU NA TRUPU

Klinické studie zdůrazňují, že obuv neovlivňuje zásadně pouze oblast chodidla, ale má také silný vliv na kinematiku a svalovou aktivitu v oblasti trupu. Zvýšená PF chodidla spojená s vysokými podpatky, způsobuje změny pronace a supinace oproti chůzi naboso. Současně podpatková obuv redukuje opornou plochu chodidla. Tato nestabilita je vyjádřena ve zvýšené nárazové zátěži ve fázi počátečního kontaktu u vysokých podpatků oproti chůzi v nízkých podpatcích. Těmto biomechanickým změnám musí být v chůzi přizpůsobena kinematika DKK, pánve i páteře (Opila-Correia, 1990). U vysokých podpatků pánev směřuje do retroverze (snížení antevertze pánve), dochází k oploštění bederní lordózy (Bendix et al., 1984; Opila et al., 1988; Lateur et al., 1991; Franklin et al., 1995). Oproti tomu Murray et al. (1970) zaznamenali při chůzi na nízkých i vysokých podpatcích lehkou hyperextenzi kolenního kloubu a u 17 z 30 subjektů našli mírně větší antevertzi pánve. Opila-Correia (1990) zjistila významně menší rozsah pohybu do ante- a retrovertze v oblasti pánve a flexe a extenze v oblasti trupu (horní trup vs. pánev) ve vysokých podpatcích oproti nízkým. Tato snížení rozsahů pohybů v sagitální rovině si vysvětlovala zkrácením kroku.

Snížení antevertze pánve a oploštění bederní lordózy u vysokých podpatků může být výsledkem kompenzace těla na posun těžiště směrem dopředu před dolní končetiny, což je způsobeno PF hlezenního kloubu. Pomocí pohybu pánve směrem do retrovertze by došlo k redukci bederní lordózy a přesunu těžiště horního trupu dorzálním směrem (Franklin et al., 1995). Dle Opila et al. (1988) se hlava a hrudní páteř pohybují směrem dorzálním vzhledem k těžnici těla u vysokých podpatků oproti situaci bez bot.

Oploštění bederní lordózy ve vysokých podpatcích nekoreluje s klinickými nálezy hyperlordózy u lidí habituálně nosících tuto obuv. Je nicméně možné, že změny aktivity posturálních svalů způsobené změnou postavení pánve mohou z dlouhodobého hlediska vést k hyperlordóze bederní páteře. Dle Opila et al. (1988) je první kompenzační pozice chodidla v PF na vysokých podpatcích flexe kolenních kloubů. Tento mechanismus při habituálním nošení vyčerpá stehenní svaly, a další kompenzaci vytváří pánev a horní trup.

ES (úroveň L3) mají časnější nábor svalové aktivity při nošení podpatku (2 cm) a při použití laterálních klínů (podložení 5°). GL MED má naopak opoždění náboru EMG aktivity s podpatky. Zaznamenané změny timingu byly malé (o 4% KC pro ES a o 2% KC pro GL MED). Nicméně tyto odchylky mohou být klinicky významné při představě, že je průměrný člověk opakuje tisíckrát během jednoho dne (Bird et al., 2003).

2.3.3 VLIV OBUVI NA ČASOPROSTOROVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE

Ortézy

Brodke et al. (1989) srovnávali vliv nošení lehkých plastových ortéz a těžkých (kůže, kov) ortéz na chůzi ve srovnání s chůzí naboso u zdravých dětí. Zaznamenali výrazné snížení rychlosti a redukovanou kadenci u obou typů ortéz oproti chůzi naboso. Nicméně těžké ortézy měnily časoprostorové charakteristiky daleko více než plastové. Průměrná délka kroku se ve srovnání s chůzí naboso za všech podmínek nezměnila. Ortézy přičítají hmotnost k distální části končetiny, což je považováno za jednu hlavní příčinu změn časoprostorových i kinematických charakteristik chůze (Brodke et al., 1989). Hmotnost kovových a kožených ortéz byla vyšší a byla kompenzována zvětšením flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi. Váha obuvi je jedním z jejích nejdůležitějších parametrů. Obuv by měla být co nejlehčí. Těžké boty prodlužují kyv DK a tím i krok (Hermachová, 1998).

Obuv s podpatky

Dle Vacka podpatek prodlužuje stojnou fázi a zpomalí nástup heel off, což snižuje zátěž přednoží při odrazu. Snižuje se tlak na subtalární a Chopartovo skloubení, snižuje se zatížení měkkých tkání nohy (Achillova šlacha, plantární aponeuróza; Vacek, 2007).

Při chůzi na vysokých podpatcích dochází ke zkrácení kroku (Merrifield, 1971; Murray et al., 1970; Opila-Correia, 1990), zpomalení rychlosti chůze a prodloužení procentuálního zastoupení stojné fáze (Opila-Correia, 1990; Merrifield, 1971).

Botasky

Při srovnání chůze v botaskách s tvarovanou podélnou klenbou a gumovou podrážkou oproti chůzi naboso došlo u dětí k signifikantní změně délky kroku. V obuvi se zvýšila délka kroku průměrně o 11,78 cm oproti chůzi naboso. Navzdory tomu rychlost zůstala relativně konstantní a to díky snížení kadence průměrně o 8,24 kroků/min v obuvi oproti chůzi naboso (Oeffinger et al., 1999). Možným vysvětlením prodloužení kroku a snížení kadence je zvýšení distální hmotnosti způsobené obuví. Následkem je zvýšená setrvačnost končetiny během švihové fáze a tak zvýšení délky kroku a snížení kadence. Jako druhou možnost vysvětlující prodloužení kroku uvádějí Oeffinger et al. (1999) větší pocit pohodlnosti v obuvi než naboso u zkoumaného vzorku dětí. Stejně tak i Chen et al. (2007) našli zvýšenou délku kroku v tvrdší vycházkové obuvi ve srovnání s chůzí naboso u 11 dospělých probandů s plochonožím. Dále srovnávali chůzi v obuvi s vložkami a naboso, kde zaznamenali prodloužení jednooporové fáze chůze a délky KC v obuvi.

Nestabilní obuv

Během chůze v nestabilní obuvi se významně snížila kadence, délka KC, délka kroku a rychlost chůze oproti kontrolní vycházkové obuvi. Časový interval KC a jednoduché opory se významně prodloužil za podmínek nestabilní obuvi. To znamená, že při nestabilitě obuvi (*Masai Barefoot Technology* – viz výše) vyšetřované osoby chodily pomaleji následkem kratšího kroku a mírné redukce kadence (Romkes et al., 2006).

2.4 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je označení pro skupinu metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva. Jde o elektrofyziologické metody, neboť zachycují elektrické projevy činnosti nervového systému a svalů (Dufek, 1995).

Vedle jehlové elektromyografie má široké využití i povrchová elektromyografie (SEMG – *surface electromyography*). SEMG umožňuje registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu pomocí povrchových elektrod (unipolárních, bipolárních či multielektrod, tj. větší počet elektrod s minimální vzdáleností). Zdrojem EMG signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy, který je elektrickým ekvivalentem změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci. Výsledná elektrická aktivita kontrahovaného svalu je sumačním potenciálem, neboť dochází k překrytí potenciálů z více motorických jednotek (Rodová et al., 2001). Při snímání SEMG zaznamenáváme rozdíl elektrického napětí mezi dvěma místy, na které ukládáme elektrody – *aktivní a referenční*, kdy vyhodnocována je změna napětí aktivní vůči referenční elektrodě. Dále se používá jedna zemnicí elektroda, umístěná většinou na povrchově uložených kostních prominencích (Dufek, 1995). Elektromyografie umožňuje sledovat intenzitu a timing svalové aktivity. Měření EMG signálu by se nemělo v žádném případě zaměřovat za měření svalové síly. Přestože mezi těmito proměnnými existuje určitý vztah, je ovlivněný řadou faktorů, které nelze ignorovat. EMG jako metoda dále není schopna odlišit, o jaký typ kontrakce se jedná (koncentrický, excentrický nebo izometrický; De Luca, 1997).

EMG signál je výsledkem mnoha fyziologických, anatomických a technických faktorů. Řada z těchto ovlivňujících faktorů může být kontrolována metodami detekce, ale ostatní nelze snadno regulovat současnými technologiemi. Lze tedy jenom odhadovat, jaký je jejich vliv na EMG signál (De Luca, 1997). Mezi fyziologické a anatomické faktory patří např. hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, rychlost pálení, stabilita náboru, počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, apod. (Rodová et al., 2001). Mezi technické faktory je zahrnut především postup detekce (velikost, tvar, lokalizace a vzdálenost elektrod) a zpracování signálu. De Luca (1997) považuje za ideální vzdálenost elektrod 10 mm, a jejich velikost - průměr 10 mm, šířka 1-2 mm. Obvyklá lokalizace elektrod je ve střední linii svalu přes největší břicho svalu s umístěním elektrody kolmo k průběhu svalových vláken (De Luca, 1997).

Generovaný signál má tvar vln s velmi nízkou amplitudou, proto musí být přístrojově zesílen. Pro větší kvalitu EMG záznamu je třeba data zpracovat pomocí rektifikace, vyhlazení –

„smoothing“, redukce frekvence srdeční činnosti, frekvenční filtrace atd. Takto upravené záznamy je možné hodnotit a vzájemně porovnávat (Dufek, 1995).

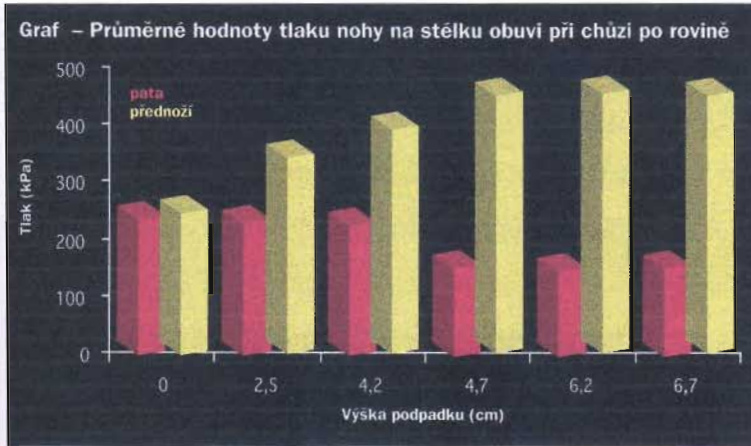
Elektromyografie má velmi široké využití v neurologii, neurofyzilogii, fyzioterapii, ortopedii, sportovní medicíně, ergonomii, bioinženýrství a dalších oborech (Clarys, 2000). V rámci rozvoje elektromyografie se vyvinula specializovaná část zabývající se studiem svalové funkce a koordinace svalů během pohybu, **kineziologická SEMG**. Kineziologická SEMG může být využita ve studii svalové funkce během selektivního i komplexního pohybu, vlivů a efektů tréninkových metod, terapeutických prvků, vztahu EMG a svalové síly, vztahu EMG a únavy, vlivu zátěže a materiálu na svalovou funkci apod. (Clarys, 2000). Pro analýzu chůze je využívána právě kineziologická SEMG. V rámci svých studií vlivu obuvi, klínů a podpatěnek na změnu timingu či intenzity svalové kontrakce během stoje a chůze využilo povrchovou EMG mnoho autorů (např. Bird et al., 2003; Franklin et al., 1995; Oeffinger et al.; 1999; Johanson et al., 2006; Murley & Bird, 2006).

2.5 TLAKOVÉ PLOŠINY

Tlakové (tenzometrické) plošiny představují desky nebo tzv. „koberce“, ve kterých se nachází velké množství tlakových snímačů. Čím větší je jejich hustota, tím je dosaženo lepší rozlišovací schopnosti rozložení tlaků v ploše. Umožňují kvantitativní dynamické vyšetření, přičemž všechny parametry se promítají na monitor počítače. Výsledná data podávají informaci o zatížení planty ve stoji i chůzi. Tlakové plošiny mohou být buď statické nebo dynamické. Dle Vyskotové (2006) se dělí dále na:

- *Silové plošiny*, které mají umístěné snímače ve třech až čtyřech rozích plošiny. Snímají reakční síly a jejich momenty. Následný výpočet umožňuje stanovit polohu *Centre of Pressure – CoP*, tj. působiště vektoru reakční síly podložky. Jedná se o dvojrozměrnou veličinu se souřadnicemi udávajícími jeho polohu v ploše (Vyskotová, 2006). Výsledná reakční síla je rozložena na tři základní složky ve směru anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním, což umožňuje popsat pohyb prostorově z hlediska působící síly. Analýza trajektorie CoP je velmi vhodná pro vyšetření rovnováhy. Pokud člověk při stoji reaguje na měnící se podmínky titubací těla, průměty CoP v čase vytvoří tzv. konfidenční elipsu. Její vlastnosti (např. délka, směr os) podávají informaci o velikosti změn za daných podmínek (Janura, 2003). Silových plošin využívá například metoda AMTI či Bertec.
- *Statické plošiny* zaznamenávají horizontální a vertikální tlak, kterým tlačí chodidlo do plošiny (Vyskotová, 2006). Jedná se víceméně o obdobu klasických plantogramů, ale v daleko detailnější formě. Několik set snímačů je umístěno v relativně malých vzdálenostech po celé ploše desky. Jednotlivým velikostem tlaků chodidla na plošinu přiřazuje počítač barvy (Janura, 2003). Statické plošiny umožňují zobrazení dvoj- či trojrozměrné s frekvencí až 500 Hz a propojení s kamerovým systémem či elektromyografem. Do této skupiny patří například Footscan® či FDM systém, použitý v našem měření. Jednotlivé senzory těchto systémů produkují své vlastní kalibrační křivky a umožňují sledovat distribuci statické i dynamické síly chodidla ve stoji, chůzi či běhu. Zobrazují trajektorii CoP při stoji a chůzi, čímž umožňují hodnocení asymetrie mezi oběma DKK např. v odrazu (Janura, 2003).

Tenzometrické plošiny slouží především k diagnostice poruch pohybového aparátu, zhodnocení správného výběru a efektu ortopedických vložek a jiných pomůcek. Výhodou většiny současných systémů je možnost ukládání, porovnávání záznamů pacienta a využití zpětné vazby pro



Graf 2.1 Průměrné tlaky chodidla na stélku při chůzi v podpatcích (Černeková et al., 2007)

terapeuta i pacienta. Při hodnocení chůze silové plošiny umožňují mimo jiné sledování časoprostorových charakteristik chůze (Chen et al., 2007; Oeffinger et al., 1999; Opila-Correia, 1990). Černeková et al. (2007) využili plošin k hodnocení rozložení tlaků chodidla pro následné doporučení vhodné výšky podpatků u pacientů s diabetem (Graf 2.1).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíle

Úkolem této studie je hodnocení vlivu různých typů obuvi na EMG aktivitu vybraných svalů DKK a trupu a na časoprostorové charakteristiky chůze při chůzi po rovině u zdravých mladých žen (19-33 let).

Cílem práce je analýza změn aktivity pěti svalů dolních končetin a tří svalů trupu při chůzi s využitím povrchové elektromyografie (SEMG) a paralelní sledování změn časových a prostorových parametrů chůze pomocí tenzometrické plošiny při chůzi v různých typech obuvi.

Hypotézy

Hypotéza H 1

H₀ 1 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi na podpatcích a chůzi naboso neliší.

H_A 1 Při chůzi na podpatcích dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 2

H₀ 2 Průměrná EMG aktivita svalů trupu (paravertebrálních svalů v oblasti thoracolumbálního (PV Th/L) přechodu, extenzorů krční páteře (Cp) a RA) se při chůzi na vysokých podpatcích a chůzi naboso neliší.

H_A 2 Při chůzi na vysokých podpatcích dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity svalů trupu (PV Th/L přechodu, extenzorů Cp a RA) oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 3

H₀ 3 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi v obuvi „žabky“ a chůzi naboso neliší.

H_A 3 Při chůzi v obuvi – „žabky“ dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 4

H₀ 4 Průměrná EMG aktivita PV Th/L přechodu a extenzorů Cp se při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou a chůzi naboso neliší.

H_A 4 Při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity PV Th/L přechodu a extenzorů Cp oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 5

H₀ 5 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi v pantoflích s volnou patou a chůzi naboso neliší.

H_A 5 Při chůzi v pantoflích s volnou patou dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 6

H₀ 6 Průměrná EMG aktivita TA a PL se při chůzi v obuvi – „řapkách“ a chůzi naboso neliší.

H_A 6 Při chůzi v obuvi – „řapkách“ dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity TA a PL oproti chůzi naboso.

Hypotéza H 7

H₀ 7 Kadence a rychlost se při chůzi v měkkých botaskách a těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou oproti chůzi naboso neliší.

H_A 7 Při chůzi v měkkých botaskách a těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou dojde ke zvýšení kadence a rychlosti chůze oproti chůzi naboso

Hypotéza H 8

H₀ 8 Délka kroku a KC se při chůzi ve všech typech zkoumané obuvi oproti chůzi naboso neliší.

H_A 8 Při chůzi ve všech zkoumaných typech obuvi dojde oproti chůzi naboso k prodloužení délky kroku a KC.

Hypotéza H 9

H₀ 9 Kadence a rychlost chůze se při chůzi na vysokých podpatcích oproti chůzi naboso neliší.

H_A 9 Při chůzi na vysokých podpatcích dojde oproti chůzi naboso ke snížení kadence a rychlosti chůze.

4 METODIKA VÝZKUMU

4.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU TESTOVANÝCH OSOB

V této diplomové práci bylo pracováno se skupinou osmnácti zdravých žen. Průměrný věk probandů činil 24 let (rozsah od 19 do 33 let), průměrná výška 165,1 cm (od 159 do 176 cm) a průměrná hmotnost 56,8 kg (od 49 do 67 kg; Věk, hmotnost, výška probandů - viz příloha 1).

Kritériem výběru probandů do skupiny byli jedinci, kteří v současné době netrpí bolestí pohybového aparátu či jinými bolestmi, kteří neměli v průběhu posledních 12 měsíců žádné zranění či operaci na dolních končetinách a kteří měli minimální odchylky od fyziologické normy vzpřímeného, optimálního držení těla.

4.2 CHARAKTERISTIKA POUŽITÝCH SNÍMAČŮ

Pro praktickou část diplomové práce byl použit šestnácti-kanálový DAB (Data Acquisition Box) měřicí systém od firmy Zebris s bezdrátovým přenosem EMG-signálů do počítače a pro zpracování naměřených EMG dat software Myoresearch XP Master Edition 1.06.78 od firmy Noraxon. Na měření byly k dispozici pouze tři registrační elektrody, proto měření osmi vybraných svalů na DKK a trupu bylo třeba dělat na třikrát.

Pro hodnocení časoprostorových charakteristik chůze byla použita tenzometrická plošina – typ FDM 2 deska od firmy Zebris se snímací plochou o rozměru 208x56 cm a s 11 648 senzory. Tato plošina zaznamenávala paralelně se snímáním EMG aktivity následující parametry:

- délka kroku pravé a levé končetiny (cm)
- časový interval kroku pravé a levé končetiny (s)
- procentuální zastoupení stojné fáze pravé a levé končetiny v rámci KC (% KC)
- procentuální zastoupení švihové fáze pravé a levé končetiny v rámci KC (% KC)
- procentuální zastoupení fáze reakce na zatížení pravé a levé končetiny v rámci KC (% KC)
- procentuální zastoupení fáze jednoduché opory pravé a levé končetiny v rámci KC (% KC)
- procentuální zastoupení předšvihové fáze pravé a levé končetiny v rámci KC (% KC)
- délka KC (cm)
- časový interval KC (s)
- kadence (kroky/min)
- rychlost chůze (cm/s)

Pro zpracování získaných dat z tenzometrické plošiny bylo využito softwaru WinFDM verze 0.0.49.

4.3 METODIKA MĚŘENÍ

Vlastní měření probíhalo ve Funkční laboratoři 2. LF UK – Motol na Klinice rehabilitace. Všichni probandi byli seznámeni s podstatou a průběhem měření a dále souhlasili s interpretací jejich naměřených výsledků a hodnot. Při měření byla snaha zajistit klidné prostředí bez rušivých vlivů. Po záznamu věkových, váhových a výškových údajů probandů bylo provedeno měření elektromyografické aktivity vybraných svalů DKK a trupu nejprve naboso a poté v jednotlivých typech obuvi. Paralelně probíhalo zaznamenávání průběhu jednotlivých kroků z tenzometrické plošiny.

Na předem vyčištěná svalová bříska jednotlivých svalů DK a trupu, abrazivní pastou kodmaštění a očištění kůže, byly nalepeny povrchové elektrody spojené pomocí kabelů s přenosným DAB měřícím systémem. Tento box byl připevněn v úrovni pasu tak, aby neomezoval pohyby probanda při chůzi. Dvě registrační elektrody byly umístěny vždy rovnoběžně s průběhem svalových vláken níže uvedených svalů na pravé DK a pravé polovině trupu podle Kadaňky et al. (1994; Příloha 2):

- m. peroneus longus
- m. tibialis anterior
- m. soleus – mediální strana
- m. vastus medialis
- m. biceps femoris – caput longum
- m. rectus abdominis – horní část
- paravertebrální svaly v oblasti Th/L přechodu
- extenzory Cp (horní část)

V prvním měření byla zaznamenána EMG aktivita TA, PL a SOL, zemní elektroda byla umístěna na *caput fibulae*. V druhém měření byla zaznamenána EMG aktivita VM a BF – caput longum, zemní elektroda taktéž na *caput fibulae*. Ve třetím měření jsme sledovali činnost svalů trupu, zemní elektroda byla umístěna na *acromionu*. Nejprve byla provedena zkouška kontrakce vybraných svalů s vizuálním hodnocením na obrazovce monitoru. Poté bylo uskutečněno vlastní snímání EMG aktivity z těchto svalů a snímání záznamu z tenzometrické plošiny při chůzi naboso a v těchto typech obuvi (ilustrativní fotografie testovaných typů obuvi - viz příloha 3):

- obuv „žabky“
- obuv „řapky“
- těžká kotníčková obuv s tvrdou podrážkou („pohorky“)
- měkké botasky

- pantofle s volnou patou
- nízké podpatky (3 - 5,5 cm)
- vysoké podpatky (6 - 8 cm)

Probandi si přinášeli vlastní obuv. Byla zde však snaha o co největší podobnost mezi jednotlivými typy obuvi. Pouze obuv „tápký“ byla jednotná pro všechny zúčastněné probandy. Každá osoba byla vyzvána k chůzi ve vlastním přirozeném tempu po určené dráze. Trasa chůze byla dlouhá 7,5 m a v jejím středu se nacházela tenzometrická plošina. Proband tedy udělal průměrně 6-8 kroků, z toho vždy 2-4 kroky na vlastní plošině. Pro výsledný report z programu Myoresearch XP bylo třeba zaznamenat na plošině minimálně 2 kroky levou a 2 kroky pravou končetinou. To ovšem z důvodu příliš krátké plošiny nebylo možné, proto bylo využito možnosti označení dalšího přídatného kroku nebo dvou v EMG záznamu podle předchozích kroků pomocí markerů.

4.4 ZPRACOVÁNÍ ZÁZNAMU MĚŘENÍ

Úprava EMG dat v softwaru Myoresearch XP vyžadovala vyhlazení („smoothing“) a rektifikaci („rectification“). Pro svaly v oblasti trupu bylo třeba použít ještě redukci srdeční frekvence („ECG reduction“). Poté byly označeny jednotlivé kroky pomocí markerů – *Left Foot contact*, *Left Foot Off*, *Right Foot Contact*, *Right Foot Off* a byly zadány přídatné markery kroků mimo plošinu. Data byla dále zpracovávána a vyhodnocována. Pro srovnání chůze naboso a s každým typem obuvi byl vytvořen výsledný *Gait Report* – pro unilaterální snímání EMG aktivity (příklad *Gait Report* – příloha 4). Tyto Reporty a jejich grafické a numerické hodnoty pak posloužily při statistickém zpracování dat.

Data z tenzometrické plošiny nebylo nutné dále upravovat. Porovnání časoprostorových charakteristik chůze naboso s ostatními typy obuvi poskytly *Reporty* vytvořené programem WinFDM verze 0.0.49 (příklad *Reportu* – příloha 5).

4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ

4.5.1 ZÁKLADNÍ STATISTICKÉ CHARAKTERISTIKY

Pro všechny zjišťované metrické údaje jsme vypočítali základní statistické ukazatele. **Rozsah výběru** (počet pozorování) byl v našem případě počet jednotlivých naměřených hodnot u probandů. V případě časoprostorových charakteristik chůze se jednalo o tři pokusy pro každý typ obuvi a naboso u každého jedince, v případě EMG dat o jeden pokus pro každý typ obuvi a naboso u každého jedince. Nejmenší hodnota pro daný typ obuvi či naboso se nazývá **minimum (Min)** a největší je **maximum (Max)**.

Mezi hlavní charakteristiky dat kvantitativního typu patří *charakteristiky polohy, charakteristiky variability a tvaru rozdělení*. Z charakteristik polohy jsme použili aritmetický průměr a medián. **Aritmetický průměr** charakterizuje hodnotu, kolem které kolísají jednotlivé naměřené hodnoty souboru. Vypočítává se jako:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

, kde x_i jsou zaznamenané hodnoty a n je počet pozorování. Nepříjemnou vlastností průměru je, že i jedna odlehlá hodnota může výrazně ovlivnit hodnotu počítaného odhadu.

Další charakteristikou je **medián** \tilde{x} , který určuje prostřední hodnotu tak, že rozdělí pozorování na dvě stejně velké části. Pokud je lichý počet pozorování, pak je medián prostřední z nich, tedy:

$$\tilde{x} = x_{\left(\frac{n+1}{2}\right)}$$

V případě sudého počtu pozorování je medián průměrem dvou prostředních hodnot, tedy:

$$\tilde{x} = \frac{1}{2} \left[x_{\left(\frac{n}{2}\right)} + x_{\left(\frac{n}{2}+1\right)} \right]$$

Je-li histogram rozdělený zhruba symetricky, není většinou mezi aritmetickým průměrem a mediánem velký rozdíl. Je-li symetrie výrazně porušena, mohou se dosti značně rozcházet. Medián na rozdíl od aritmetického průměru nezávisí bezprostředně na nejvyšších a nejnižších hodnotách.

Z charakteristik variability byl použit rozptyl, směrodatná odchylka a variační koeficient. **Rozptyl (variance; var)** značený s^2 , je průměrným čtvercem „vzdáleností“ naměřených hodnot od průměru, tedy:

$$s_x^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$$

, kde x_i je hodnota i -tého pozorování, $n-1$ je počet stupňů volnosti rozptylu. Nevýhodou rozptylu je to, že není vyjádřen ve stejných jednotkách jako výchozí data, ale např. pro data měřená v metrech má rozměr m^2 . Odmocnina z rozptylu se jmenuje **směrodatná odchylka (SD)** značená s . Podává téměř stejnou informaci jako rozptyl, ale její výhodou je, že má stejný fyzikální rozměr jako původní data.

$$s_x = \sqrt{s_x^2}$$

Variační koeficient (CV) je definovaný jako podíl SD a aritmetického průměru, tedy:

$$CV = s/\bar{x} \cdot 100\%$$

Čím nižší je variační koeficient, tím větší je homogenita souboru.

Charakteristiky tvaru rozdělení podávají informaci o podobě distribuce, jak ji můžeme vyčíst např. z histogramu. Histogram je nejčastějším zobrazením četnosti. Může být symetrický nebo asymetrický, plochý či špičatý, má jeden výrazný vrchol nebo více vrcholů.

Zpracováno dle publikací Procházka (1999) a Zvárová (1998).

4.5.2 T-TEST PRO ZÁVISLÉ SOUBORY

Párový t-test (t-test pro závislé soubory) testuje shodu populačních průměrů u dvojice veličin x a y , které jsou sledovány na týchž objektech. V našem případě jde o tentýž rozměr (EMG aktivita v μV či jedna z časoprostorových charakteristik chůze) za podmínky naboso a v testovaném typu obuvi jednoho jedince v souboru. Předpokladem je normální rozdělení rozdílu těchto náhodných veličin. Vypočítává se jako:

$$T = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{s_d / \sqrt{n}},$$

kde s_d je výběrová směrodatná odchylka, $\bar{x} - \bar{y}$ je rozdíl průměrů dat x_i a y_i , a n je počet pozorování.

Dosažená hladina významnosti testu p (p -value) nás informuje o platnosti či neplatnosti nulové hypotézy. Čím nižší je hodnota p , tím méně je nulová hypotéza důvěryhodná. Platnost nulové hypotézy vylučujeme na 5% ($p < 0,05$, označíme *), 1% ($p < 0,01$, označíme **), a 0,1% ($p < 0,001$, označíme ***) hladině významnosti testu (Zvárová, 1998). Potom hovoříme o tom, že rozdíly mezi průměry za podmínky naboso a v testovaném typu obuvi jsou statisticky významné (signifikantní).

Při zpracovávání výše popsaných postupů a metod byl použit software Microsoft Excel 2003.

5 VÝSLEDKY

5.1 ČASOPROSTOROVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE

Základní statistické charakteristiky a hladiny statistické významnosti sledovaných parametrů jsou uvedeny v tabulkách 5.1 – 5.11. Průměrné hodnoty časoprostorových charakteristik u jednotlivých typů obuvi každého jedince jsou uvedeny v příloze 6.

Tabulka 5.1 Délka KC (cm) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	124,56		124,83	109,00	140,00	73,32	8,56	0,07		
obuv - "žabky"	127,76	3,20	129,33	111,00	144,33	83,22	9,12	0,07	0,0763	~
obuv - "řapky"	121,27	-3,29	122,33	107,67	135,33	72,73	8,53	0,07	0,1442	~
"pohorky"	132,30	7,75	131,83	116,67	151,00	84,60	9,20	0,07	0,0008	***
měkké botasky	132,73	8,17	131,33	119,00	152,00	75,43	8,69	0,07	0,0020	**
pantofle	131,44	6,89	129,00	121,33	151,00	60,52	7,78	0,06	0,0026	**
nízké podpatky	129,24	4,69	128,33	113,00	144,33	73,84	8,59	0,07	0,0826	~
vysoké podpatky	126,26	1,70	126,67	110,00	145,00	89,85	9,48	0,08	0,7671	~

Při testování délky KC došlo ke statisticky významnému prodloužení délky KC oproti chůzi naboso v „pohorkách“ (124,56 cm naboso vs. 132,30 cm; $p < 0,001$), v měkkých botaskách (124,56 cm vs. 132,73 cm; $p < 0,01$) a v pantoflích s volnou patou (124,56 cm vs. 131,44 cm; $p < 0,01$). Pouze při chůzi v „řapkách“ došlo ke zkrácení délky KC oproti chůzi naboso, avšak toto snížení nebylo statisticky významné.

Tabulka 5.2 Délka kroku pravé DK (cm) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	63,34		62,50	56,33	74,33	25,84	5,08	0,08		
obuv - "žabky"	64,65	1,31	64,67	56,00	75,67	21,24	4,61	0,07	0,2208	~
obuv - "řapky"	61,98	-1,36	62,00	54,33	72,00	27,93	5,29	0,09	0,1098	~
"pohorky"	66,53	3,19	66,00	59,33	75,67	20,26	4,50	0,07	0,0014	**
měkké botasky	66,99	3,65	68,00	60,00	76,50	20,40	4,52	0,07	0,0052	**
pantofle	66,47	3,13	65,67	60,67	77,33	21,95	4,69	0,07	0,0242	*
nízké podpatky	65,83	2,49	66,67	56,33	73,33	20,58	4,54	0,07	0,1381	~
vysoké podpatky	65,02	1,68	64,00	58,00	75,00	21,33	4,62	0,07	0,3440	~

Délka kroku pravé DK byla statisticky významně větší při chůzi v „pohorkách“ (63,34 cm naboso vs. 66,53 cm; $p < 0,01$), v měkkých botaskách (63,34 cm vs. 66,99 cm; $p < 0,01$) a v pantoflích s volnou patou (63,34 cm vs. 66,47 cm; $p < 0,05$) oproti chůzi naboso. Pouze při chůzi v „řapkách“

došlo ke zkrácení délky kroku pravé DK oproti chůzi naboso, avšak tato změna nedosáhla hladiny statistické významnosti.

Hypotéza H 8

H₀ 8 Délka kroku a KC se při chůzi ve všech typech zkoumané obuvi oproti chůzi naboso neliší.

H_A 8 Při chůzi ve všech zkoumaných typech obuvi dojde oproti chůzi naboso k prodloužení délky kroku a KC.

H₀ 8 byla zamítnuta v parametru délky KC pro chůzi v měkkých botaskách a pantoflích s volnou patou na hladině 1% statistické významnosti a pro obuv „pohorky“ na hladině 0,1% statistické významnosti. Dále byla H₀ 8 zamítnuta také v parametru délky kroku pravé DK pro chůzi v „pohorkách“ a měkkých botaskách na hladině 1% statistické významnosti a pro pantofle s volnou patou na hladině 5% statistické významnosti. Pro ostatní typy obuvi nebyla zamítnuta. H_A 8 byla tedy přijata v obou parametrech pro obuv „pohorky“, měkké botasky a pantofle.

Tabulka 5.3 Časový interval KC (s) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	1,08		1,08	0,96	1,24	0,01	0,07	0,07		
obuv - "žabky"	1,10	0,02	1,09	1,00	4,17	0,01	0,07	0,07	0,0956	~
obuv - "čapky"	1,10	0,02	1,09	0,97	1,25	0,00	0,06	0,06	0,4486	~
"pohorky"	1,09	0,01	1,08	0,98	1,27	0,01	0,08	0,07	0,4834	~
měkké botasky	1,08	0,00	1,08	0,94	1,26	0,01	0,08	0,07	0,8933	~
pantofle	1,10	0,02	1,08	0,98	1,28	0,01	0,08	0,07	0,1549	~
nízké podpatky	1,08	0,00	1,08	0,91	1,25	0,01	0,09	0,08	0,5941	~
vysoké podpatky	1,10	0,03	1,08	1,01	1,25	0,01	0,07	0,06	0,1427	~

Ve všech typech testované obuvi došlo k prodloužení časového intervalu KC (nejvíce ve vysokých podpatcích – průměrně o 0,03 s). To znamená, že čas, za který vykonal proband „dvojkrok“, se prodloužil. Tyto změny však nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Tabulka 5.4 Časový interval kroku pravé DK (s) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	0,54		0,54	0,49	0,62	0,00	0,04	0,07		
obuv - "žabky"	0,55	0,01	0,54	0,50	0,67	0,00	0,04	0,07	0,1734	~
obuv - "čapky"	0,55	0,01	0,55	0,50	0,63	0,00	0,03	0,05	0,9196	~
"pohorky"	0,54	0,00	0,54	0,46	0,64	0,00	0,04	0,08	0,4310	~
měkké botasky	0,54	0,00	0,54	0,47	0,63	0,00	0,04	0,07	0,6774	~
pantofle	0,55	0,01	0,54	0,50	0,64	0,00	0,04	0,07	0,3331	~
nízké podpatky	0,53	-0,01	0,54	0,42	0,63	0,00	0,05	0,09	0,3538	~
vysoké podpatky	0,56	0,02	0,55	0,51	0,62	0,00	0,03	0,05	0,1183	~

Testování časového intervalu kroku pravé DK neprokázalo žádné statisticky významné změny, avšak ve všech typech obuvi kromě nízkých podpatků došlo k jeho prodloužení (nejvíce ve vysokých podpatcích – průměrně o 0,02 s).

Tabulka 5.5 Fáze jednoduché opory pravé DK (% KC) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	37,12		37,57	30,86	39,70	4,06	2,02	0,05		
obuv - "žabky"	36,25	-0,87	36,10	30,54	40,43	4,29	2,07	0,06	0,2174	~
obuv - "čapky"	37,83	0,71	37,40	35,50	41,46	2,84	1,69	0,04	0,2381	~
"pohorky"	37,23	0,11	38,08	32,97	40,59	5,37	2,32	0,06	0,4822	~
měkké botasky	36,43	-0,69	36,50	34,03	38,72	1,97	1,40	0,04	0,4351	~
pantofle	36,32	-0,80	36,41	33,25	39,37	3,04	1,74	0,05	0,6095	~
nízké podpatky	35,71	-1,41	35,99	31,86	39,04	2,69	1,64	0,05	0,1174	~
vysoké podpatky	33,33	-3,79	33,63	27,93	37,91	6,74	2,60	0,08	0,0030	**

Procentuální zastoupení fáze jednoduché opory pravé DK bylo statisticky významně nižší při chůzi na vysokých podpatcích oproti chůzi naboso (37,12% KC naboso vs. 33,33% KC; $p < 0,01$).

Tabulka 5.6 Kadence (kroky/min) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	57,83		57,33	49,33	77,00	35,29	5,94	0,10		
obuv - "žabky"	55,65	-2,19	56,33	47,00	61,00	13,08	3,62	0,06	0,0882	~
obuv - "čapky"	56,38	-1,46	56,67	48,67	63,00	11,32	3,36	0,06	0,4015	~
"pohorky"	57,73	-0,10	57,50	48,00	66,67	27,35	5,23	0,09	0,6249	~
měkké botasky	57,33	-0,50	56,50	48,67	67,00	20,25	4,50	0,08	0,6912	~
pantofle	56,50	-1,33	57,00	48,00	65,67	20,45	4,52	0,08	0,2472	~
nízké podpatky	57,92	0,09	57,00	48,67	68,50	24,00	4,90	0,08	0,9131	~
vysoké podpatky	55,91	-1,92	55,33	50,33	62,00	14,60	3,82	0,07	0,2537	~

Při testování kadence nenastaly statisticky významné změny. Tendence ke snížení kadence byly zaznamenány ve všech typech obuvi kromě nízkých podpatků (nejvíce v „žabkách“ – snížení kadence průměrně o 2,19 kroků/min).

Tabulka 5.7 Rychlost chůze (m/s) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	1,20		1,19	1,01	1,70	0,02	0,16	0,13		
obuv - "žabky"	1,18	-0,02	1,19	0,96	1,40	0,01	0,12	0,10	0,5043	~
obuv - "čapky"	1,14	-0,06	1,09	0,99	1,30	0,01	0,10	0,08	0,1160	~
"pohorky"	1,27	0,07	1,24	1,08	1,43	0,01	0,12	0,09	0,0006	***
měkké botasky	1,26	0,06	1,25	1,07	1,54	0,01	0,11	0,09	0,0046	**
pantofle	1,24	0,04	1,21	1,07	1,47	0,01	0,12	0,10	0,3497	~
nízké podpatky	1,24	0,04	1,19	1,07	1,53	0,02	0,14	0,11	0,1848	~
vysoké podpatky	1,17	-0,03	1,16	1,01	1,33	0,01	0,11	0,09	0,1532	~

Rychlost chůze se snížila ve vysokých podpatcích průměrně o 0,03 m/s, v „tápkách“ o 0,06 m/s a v „žabkách“ o 0,02 m/s oproti chůzi naboso. U ostatních typů obuvi došlo ke zvýšení rychlosti. V obuvi „pohorky“ ($p < 0,001$) a měkkých botaskách ($p < 0,01$) bylo toto zrychlení oproti chůzi naboso statisticky významné (1,20 m/s naboso vs. 1,27 m/s „pohorky“ a 1,26 m/s botasky).

Hypotéza H 7

H₀ 7 Kadence a rychlost se při chůzi v měkkých botaskách a těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou oproti chůzi naboso neliší.

H_A 7 Při chůzi v měkkých botaskách a těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou dojde ke zvýšení kadence a rychlosti chůze oproti chůzi naboso

H₀ 7 byla přijata pro oba typy obuvi ve smyslu testování kadence, avšak zamítnuta v charakteristice rychlosti chůze pro obuv „pohorky“ na hladině 0,1% statistické významnosti a pro měkké botasky na hladině 1% statistické významnosti. H_A 7 byla tedy přijata pro změny v rychlostech chůze.

Hypotéza H 9

H₀ 9 Kadence a rychlost chůze se při chůzi na vysokých podpatcích oproti chůzi naboso neliší.

H_A 9 Při chůzi na vysokých podpatcích dojde oproti chůzi naboso ke snížení kadence a rychlosti chůze.

Při chůzi na vysokých podpatcích došlo ke snížení kadence i rychlosti chůze, avšak H₀ 9 nebyla v obou těchto charakteristikách vyloučena, jelikož nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti.

Tabulka 5.8 Předšvihová fáze pravé DK (% KC) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	12,60		12,74	10,62	13,99	1,04	1,02	0,08		
obuv - "žabky"	13,97	1,37	14,15	10,81	18,66	3,77	1,94	0,14	0,0084	**
obuv - "tápký"	12,21	-0,39	12,21	9,71	14,16	1,72	1,31	0,11	0,5243	~
"pohorky"	12,98	0,38	12,83	10,16	15,96	2,82	1,68	0,13	0,1798	~
měkké botasky	13,35	0,75	13,37	11,58	15,49	0,96	0,98	0,07	0,0746	~
pantofle	13,51	0,91	13,38	11,01	16,30	2,88	1,70	0,13	0,1461	~
nízké podpatky	15,20	2,59	14,91	12,77	19,31	3,42	1,85	0,12	13×10^{-6}	***
vysoké podpatky	17,52	4,92	16,37	12,49	31,13	22,85	4,78	0,27	0,0011	**

Statisticky významné zvětšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze pravé DK v rámci KC bylo zaznamenáno při chůzi v „žabkách“ (12,60% KC naboso vs. 13,97% KC; $p < 0,01$), v nízkých (12,60% KC vs. 15,20% KC; $p < 0,001$) i vysokých podpatcích (12,60% KC vs. 17,52% KC; $p < 0,01$) oproti chůzi naboso. Pouze v „tápkách“ došlo k jeho nevýznamnému snížení.

Tabulka 5.9 Fáze reakce na zatížení pravé DK (% KC) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	12,70		12,53	10,27	14,76	1,47	1,21	0,10		
obuv - "žabky"	13,68	0,98	13,31	11,00	18,67	3,63	1,91	0,14	0,0383	*
obuv - "čapky"	12,16	-0,54	11,74	9,15	14,55	2,39	1,55	0,13	0,4408	~
"pohorky"	12,96	0,26	12,26	11,19	15,83	2,24	1,50	0,12	0,4356	~
měkké botasky	13,74	1,03	13,98	11,56	15,74	1,78	1,33	0,10	0,0120	*
pantofle	13,55	0,85	13,62	10,48	16,47	2,39	1,55	0,11	0,1192	~
nízké podpatky	14,79	2,09	14,82	12,60	16,98	1,31	1,14	0,08	77×10^{-7}	***
vysoké podpatky	15,62	2,92	15,52	11,57	19,42	3,66	1,91	0,12	0,0001	***

Při měření bylo detekováno statisticky významné zvýšení procentuálního zastoupení fáze reakce na zatížení pravé DK v rámci KC oproti chůzi naboso při chůzi v těchto typech obuvi: „žabky“ (12,70% KC naboso vs. 13,68% KC; $p < 0,05$), měkké botasky (12,70% KC vs. 13,74% KC; $p < 0,05$), nízké podpatky (12,70% KC vs. 14,79% KC; $p < 0,001$) a vysoké podpatky (12,70% KC vs. 15,62% KC; $p < 0,001$). Stejně tak i ve všech ostatních typech obuvi kromě „řapek“ došlo k jejímu zvýšení.

Tabulka 5.10 Stojná fáze pravé DK (% KC) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	62,48		62,63	56,25	65,27	3,88	1,91	0,03		
obuv - "žabky"	63,64	1,16	63,78	60,03	67,86	2,92	1,71	0,03	0,0335	*
obuv - "čapky"	62,23	-0,25	62,38	59,36	67,61	3,86	1,96	0,03	0,7620	~
"pohorky"	63,19	0,71	62,64	60,17	66,46	3,58	1,89	0,03	0,4272	~
měkké botasky	63,65	1,17	63,22	61,28	68,33	2,77	1,67	0,03	0,0590	~
pantofle	63,45	0,97	63,40	60,81	66,76	3,32	1,82	0,03	0,0938	~
nízké podpatky	65,70	3,22	64,73	62,21	71,77	8,40	2,90	0,04	0,0068	**
vysoké podpatky	66,47	4,00	66,58	61,89	77,44	15,41	3,93	0,06	0,0004	***

Testování prokázalo statisticky významné zvětšení procentuálního zastoupení stojné fáze pravé DK v rámci KC oproti chůzi naboso při chůzi v nízkých (62,48% KC naboso vs. 65,70% KC; $p < 0,01$) i vysokých podpatcích (62,48% KC vs. 66,47% KC; $p < 0,001$), a v „žabkách“ (62,48% KC vs. 63,64% KC; $p < 0,05$). Pouze v „řapkách“ došlo k nesignifikantnímu zmenšení, průměrně o 0,25% KC.

Tabulka 5.11 Švihová fáze pravé DK (% KC) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
bosa	37,52		37,37	34,73	43,75	3,88	1,97	0,05		
obuv - "žabky"	36,11	-1,41	36,62	31,28	38,74	4,37	2,09	0,06	0,0270	*
obuv - "řapky"	37,77	0,25	37,62	32,39	40,64	3,86	1,96	0,05	0,7620	~
"pohorky"	36,81	-0,71	37,36	33,54	39,83	3,58	1,89	0,05	0,4272	~
měkké botasky	36,35	-1,17	36,78	31,67	38,72	2,77	1,67	0,05	0,0590	~
pantofle	36,55	-0,97	36,60	33,24	39,19	3,32	1,82	0,05	0,0938	~
nízké podpatky	34,30	-3,22	35,27	28,23	37,79	8,40	2,90	0,08	0,0068	**
vysoké podpatky	33,55	-3,97	33,42	22,56	38,35	15,53	3,94	0,12	0,0004	***

Procentuální zastoupení švihové fáze pravé DK v rámci KC bylo statisticky významně menší v nízkých (37,52% KC naboso vs. 34,30% KC; $p < 0,01$) i vysokých podpatcích (37,52% KC vs. 33,55% KC; $p < 0,001$) a v obuvi „žabkách“ (37,52% KC vs. 36,11% KC; $p < 0,05$). Pouze v obuvi „řapky“ došlo k jeho zvětšení, a to průměrně o 0,25% KC. Výsledky z této oblasti odpovídají změnám v procentuálním zastoupení stejné fáze pravé DK.

5.2 EMG AKTIVITA VYBRANÝCH SVALŮ

Průměrná EMG aktivita sledovaných svalů u jednotlivých probandů je zpracována v tabulkách 12.3 – 12.10 v příloze 7. Pro hypotézy H1 – H6 jsme testovali průměrnou EMG aktivitu v rámci celého KC.

5.2.1 PRŮMĚRNÁ EMG AKTIVITA V KC

Tabulka 5.12 Průměrná EMG aktivita TA, PL a SOL v KC (μV)- výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
TA										
bosa	59,00		53,00	36,00	107,00	408,44	20,21	0,34		
obuv - "žabky"	72,89	13,89	68,00	41,00	132,00	585,21	24,19	0,33	0,0110	*
obuv - "čapky"	60,20	1,20	58,00	37,00	101,00	320,56	17,90	0,30	0,4734	~
"pohorky"	68,60	9,60	64,00	47,00	103,00	311,97	17,66	0,26	0,0643	~
měkké botasky	63,88	4,88	58,50	38,00	124,00	426,98	20,66	0,32	0,0700	~
pantofle- volná pata	82,00	23,00	76,50	47,00	159,00	902,17	30,04	0,37	0,0026	**
nízké podpatky	70,47	11,47	60,00	36,00	129,00	639,45	25,29	0,36	0,0505	~
vysoké podpatky	72,20	13,20	61,00	29,00	159,00	1222,43	34,96	0,48	0,1959	~
PL										
bosa	59,83		50,00	29,00	168,00	945,47	30,75	0,51		
obuv - "žabky"	75,22	15,39	62,50	32,00	181,00	1702,17	41,26	0,55	0,0075	**
obuv - "čapky"	73,00	13,17	53,00	32,00	180,00	1895,73	43,54	0,60	0,0421	*
"pohorky"	103,93	44,10	72,00	40,00	429,00	8832,46	93,98	0,90	0,0220	*
měkké botasky	71,63	11,79	66,50	33,00	158,00	1115,61	33,40	0,47	0,0190	*
pantofle- volná pata	76,25	16,42	61,00	36,00	197,00	1824,85	42,72	0,56	0,0102	*
nízké podpatky	70,80	10,97	67,00	42,00	132,00	596,96	24,43	0,35	0,1565	~
vysoké podpatky	93,20	33,37	93,00	44,00	171,00	1535,23	39,18	0,42	0,0343	*
SOL										
bosa	73,56		57,00	37,00	232,00	2027,02	45,02	0,61		
obuv - "žabky"	75,06	1,50	63,00	35,00	249,00	2218,94	47,11	0,63	0,7148	~
obuv - "čapky"	73,07	-0,49	64,00	38,00	215,00	1630,46	40,38	0,55	0,2222	~
"pohorky"	77,40	3,84	64,00	51,00	142,00	877,84	29,63	0,38	0,0774	~
měkké botasky	70,19	-3,37	63,00	41,00	196,00	1215,53	34,86	0,50	0,8403	~
pantofle- volná pata	75,33	1,78	67,50	35,00	132,00	732,06	27,06	0,36	0,1888	~
nízké podpatky	82,47	8,91	64,00	45,00	280,00	3196,52	56,54	0,69	0,1069	~
vysoké podpatky	94,60	21,04	103,00	43,00	236,00	2223,04	47,15	0,50	0,0151	*

EMG aktivita TA byla oproti chůzi naboso vyšší u všech typů testované obuvi, avšak signifikantně vyšší pouze při chůzi v obuvi „žabky“ ($59 \mu\text{V}$ naboso vs. $72,89 \mu\text{V}$; $p < 0,05$) a v pantoflích s volnou patou ($59 \mu\text{V}$ vs. $82 \mu\text{V}$; $p < 0,01$). Podobný trend jsme zaznamenali i u PL, kde se EMG aktivita statisticky významně zvýšila oproti chůzi naboso ($59,83 \mu\text{V}$) u všech typů obuvi kromě nízkých podpatků. Statistická významnost $p < 0,01$ platila pouze pro obuv „žabky“ ($75,22 \mu\text{V}$), $p < 0,05$ pak pro „čapky“ ($73,00 \mu\text{V}$), „pohorky“ ($103,93 \mu\text{V}$), měkké botasky ($71,63$

μV), pantofle s volnou patou (76,25 μV) a vysoké podpatky (93,20 μV). EMG aktivita SOL vykazovala signifikantní zvýšení oproti chůzi naboso pouze u vysokých podpatků (73,56 μV naboso vs. 94,60 μV ; $p < 0,05$; Tabulka 5.12).

Hypotéza H 1

H₀ 1 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi na podpatcích a chůzi naboso neliší.

H_A 1 Při chůzi na podpatcích dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

H₀ 1 byla zamítnuta na hladině 5% statistické významnosti při chůzi na vysokých podpatcích pro PL a SOL a přijata H_A 1.

Hypotéza H 3

H₀ 3 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi v obuvi „žabky“ a chůzi naboso neliší.

H_A 3 Při chůzi v obuvi – „žabky“ dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

H₀ 3 byla na hladině 5% statistické významnosti pro TA, a na hladině 1% statistické významnosti pro PL při chůzi v obuvi „žabkách“ vyloučena a potvrzena H_A 3.

Hypotéza H 5

H₀ 5 Průměrná EMG aktivita vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) se při chůzi v pantoflích s volnou patou a chůzi naboso neliší.

H_A 5 Při chůzi v pantoflích s volnou patou dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity vybraných svalů bérce (TA, PL a SOL) oproti chůzi naboso.

H₀ 5 byla na hladině 1% statistické významnosti pro TA a na hladině 5% statistické významnosti pro PL při chůzi v pantoflích s volnou patou vyloučena a přijata H_A 5.

Hypotéza H 6

H₀ 6 Průměrná EMG aktivita TA a PL se při chůzi v obuvi – „řapkách“ a chůzi naboso neliší.

H_A 6 Při chůzi v obuvi – „řapkách“ dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity TA a PL oproti chůzi naboso.

H₀ 6 byla na hladině 5% statistické významnosti pro obuv „řapky“ zamítnuta pouze pro PL.

Tabulka 5.13 Průměrná EMG aktivita VM a BF v KC (μV) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
VM										
bosa	64,89		66,50	25,00	148,00	747,99	27,35	0,42		
obuv - "žabky"	68,22	3,33	64,50	25,00	161,00	1358,84	36,86	0,54	0,7257	~
obuv - "tápký"	64,13	-0,76	59,00	23,00	129,00	1056,25	32,50	0,51	0,7006	~
"pohorky"	60,47	-4,42	50,00	26,00	169,00	1181,45	34,37	0,57	0,2706	~
měkké botasky	55,69	-9,20	49,50	26,00	122,00	569,84	23,87	0,43	0,0872	~
pantofle- volná pata	64,83	-0,06	56,50	27,00	132,00	750,81	27,40	0,42	0,6420	~
nízké podpatky	66,60	1,71	56,00	28,00	120,00	769,57	27,74	0,42	0,8260	~
vysoké podpatky	78,27	13,38	83,00	28,00	138,00	1069,26	32,70	0,42	0,2287	~
BF										
bosa	34,83		32,00	19,00	74,00	169,47	13,02	0,37		
obuv - "žabky"	40,72	5,89	36,50	22,00	98,00	322,09	17,95	0,44	0,1815	~
obuv - "tápký"	36,20	1,37	32,00	18,00	86,00	278,03	16,67	0,46	0,9268	~
"pohorky"	46,40	11,57	38,00	21,00	149,00	1087,04	32,97	0,71	0,1796	~
měkké botasky	40,81	5,98	41,50	17,00	78,00	270,15	16,44	0,40	0,0481	*
pantofle- volná pata	39,25	4,42	38,00	19,00	82,00	267,69	16,36	0,42	0,4692	~
nízké podpatky	40,80	5,97	31,00	20,00	74,00	345,49	18,59	0,46	0,0808	~
vysoké podpatky	36,20	1,37	34,00	20,00	53,00	95,63	9,78	0,27	0,7600	~

EMG aktivita VM nevykazovala při chůzi v testovaných typech obuvi oproti chůzi naboso signifikantní změny. Při chůzi v obuvi „tápký“, „pohorky“, měkké botasky a v pantoflích s volnou patou došlo k jejímu nevýznamnému snížení. V podpatcích a v „žabkách“ se EMG aktivita VM zvýšila, nejvíce ve vysokých podpatcích (průměrně o 13,38 μV). U BF jsme zaznamenali zvýšení EMG aktivity za všech podmínek obuvi oproti chůzi naboso. Signifikantní změna nastala při chůzi v měkkých botaskách (34,83 μV naboso vs. 40,81 μV ; $p < 0,05$; Tabulka 5.13).

Tabulka 5.14 Průměrná EMG aktivita extenzorů Cp, PV Th/L přechodu a RA v KC (μV) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
extenzory Cp										
bosa	18,65		18,00	12,00	30,00	33,64	5,80	0,31		
obuv - "žabky"	35,29	16,65	21,00	11,00	225,00	2379,38	48,78	1,38	0,1865	~
obuv - "tápký"	23,60	4,95	23,00	14,00	39,00	41,31	6,43	0,27	0,0138	*
"pohorky"	27,50	8,85	22,50	10,00	74,00	262,68	16,21	0,59	0,0512	~
měkké botasky	28,93	10,29	22,00	4,00	80,00	369,00	19,21	0,66	0,0608	~
pantofle	29,00	10,35	18,00	12,00	146,00	1266,33	35,59	1,23	0,2592	~
nízké podpatky	43,86	25,21	24,50	13,00	306,00	5352,55	73,16	1,67	0,2416	~
vysoké podpatky	25,93	7,28	23,00	15,00	58,00	113,35	10,65	0,41	0,0448	*

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
PV Th/L přechodu										
bosa	32,82		22,00	17,00	155,00	991,56	31,49	0,96		
obuv - "žabky"	38,18	5,35	26,00	15,00	209,00	1908,73	43,69	1,14	0,1875	~
obuv - "řapky"	27,47	-5,36	25,00	17,00	52,00	86,12	9,28	0,34	0,1960	~
"pohorky"	39,21	6,39	29,50	17,00	113,00	623,88	24,98	0,64	0,6227	~
měkké botasky	45,00	12,18	29,00	16,00	222,00	2435,07	49,35	1,10	0,0609	~
pantofle- volná pata	33,25	0,43	25,00	17,00	104,00	552,35	23,50	0,71	0,8205	~
nízké podpatky	29,36	-3,47	28,00	17,00	51,00	81,66	9,04	0,31	0,6208	~
vysoké podpatky	34,50	1,68	33,50	19,00	52,00	100,68	10,03	0,29	0,0071	*
RA										
bosa	16,71		16,00	9,00	27,00	24,68	4,97	0,30		
obuv - "žabky"	17,76	1,06	16,00	9,00	38,00	51,00	7,14	0,40	0,5372	~
obuv - "řapky"	18,73	2,03	20,00	9,00	31,00	44,73	6,69	0,36	0,2035	~
"pohorky"	19,86	3,15	17,00	8,00	39,00	71,55	8,46	0,43	0,1640	~
měkké botasky	17,60	0,89	17,00	8,00	26,00	23,44	4,84	0,28	0,8292	~
pantofle- volná pata	16,50	-0,21	16,50	8,00	25,00	23,08	4,80	0,29	0,6168	~
nízké podpatky	17,36	0,65	17,50	9,00	25,00	20,09	4,48	0,26	0,7073	~
vysoké podpatky	18,64	1,94	18,50	8,00	28,00	41,23	6,42	0,34	0,2968	~

Za všech podmínek testované obuvi došlo ke zvýšení průměrné EMG aktivity extenzorů Cp oproti chůzi naboso. Hladiny významnosti 5% bylo dosaženo při chůzi v obuvi „řapky“ (18,65 μ V naboso vs. 23,60 μ V) a ve vysokých podpatcích (18,65 μ V vs. 25,93 μ V). V oblasti Th/L přechodu se EMG aktivita paravertebrálních svalů signifikantně zvýšila oproti chůzi naboso pouze při chůzi ve vysokých podpatcích (32,82 μ V naboso vs. 34,50 μ V; $p < 0,05$). Během chůze v nízkých podpatcích a v „řapkách“ došlo k jejímu snížení, avšak nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti. V oblasti RA jsme během KC nezaznamenali statisticky významné změny průměrné EMG aktivity (Tabulka 5.14).

Hypotéza H 2

H₀ 2 Průměrná EMG aktivita svalů trupu (PV Th/L přechodu, extenzorů Cp a RA) se při chůzi na vysokých podpatcích a chůzi naboso neliší.

H_A 2 Při chůzi na vysokých podpatcích dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity svalů trupu (PV Th/L přechodu, extenzorů Cp a RA) oproti chůzi naboso.

H₀ 2 byla na hladině 5% statistické významnosti při chůzi na vysokých podpatcích zamítnuta pro průměrnou EMG aktivitu extenzorů Cp a PV Th/L a potvrzena H_A 2.

Hypotéza H 4

H₀ 4 Průměrná EMG aktivita PV Th/L přechodu a extenzorů Cp se při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou a chůzi naboso neliší.

H_A 4 Při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou dojde ke zvýšení průměrné EMG aktivity PV Th/L přechodu a extenzorů Cp oproti chůzi naboso.

H₀ 4 nebyla zamítnuta.

5.2.2 PRŮMĚRNÁ EMG AKTIVITA VE STOJNÉ FÁZI KC

Tabulka 5.15 Průměrná EMG aktivita TA, PL a SOL ve stojné fázi (μV) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
TA										
bosa	47,00		41,00	24,00	107,00	444,11	21,07	0,45		
obuv - "žabky"	60,56	13,56	58,50	33,00	122,00	491,02	22,16	0,37	0,0112	*
obuv - "čapky"	52,33	5,33	47,00	27,00	107,00	453,02	21,28	0,41	0,2565	~
"pohorky"	62,67	15,67	54,00	39,00	115,00	477,42	21,85	0,35	0,0001	**
měkké botasky	57,94	10,94	52,50	31,00	123,00	566,93	23,81	0,41	0,0032	**
pantofle- volná pata	69,33	22,33	58,50	36,00	148,00	829,39	28,80	0,42	0,0095	**
nízké podpatky	68,40	21,40	58,00	32,00	134,00	834,64	28,89	0,42	0,0136	*
vysoké podpatky	78,47	31,47	64,00	30,00	198,00	2127,72	46,13	0,59	0,0193	*
PL										
bosa	70,28		56,50	35,00	249,00	2254,76	47,48	0,68		
obuv - "žabky"	81,22	10,94	63,00	36,00	235,00	2370,73	48,69	0,60	0,0444	*
obuv - "čapky"	75,80	5,52	56,00	37,00	197,00	1875,09	43,30	0,57	0,2831	~
"pohorky"	95,87	25,59	74,00	39,00	256,00	2999,05	54,76	0,57	0,0075	**
měkké botasky	74,06	3,78	64,50	40,00	149,00	828,06	28,78	0,39	0,0597	~
pantofle- volná pata	83,67	13,39	62,50	41,00	295,00	4309,72	65,65	0,78	0,0095	**
nízké podpatky	78,87	8,59	75,00	45,00	136,00	577,58	24,03	0,30	0,5158	~
vysoké podpatky	101,60	31,32	112,00	44,00	164,00	1174,37	34,27	0,34	0,1356	~
SOL										
bosa	87,83		75,00	49,00	193,00	1798,92	42,41	0,48		
obuv - "žabky"	87,33	-0,50	71,00	44,00	246,00	2343,89	48,41	0,55	0,9299	~
obuv - "čapky"	85,27	-2,57	72,00	53,00	187,00	1170,20	34,21	0,40	0,0923	~
"pohorky"	86,40	-1,43	74,00	44,00	149,00	998,91	31,61	0,37	0,4075	~
měkké botasky	84,13	-3,71	78,00	52,00	186,00	998,61	31,60	0,38	0,4778	~
pantofle- volná pata	87,50	-0,33	74,50	43,00	172,00	1354,92	36,81	0,42	0,6035	~
nízké podpatky	91,67	3,83	74,00	51,00	242,00	2274,89	47,70	0,52	0,4511	~
vysoké podpatky	106,73	18,90	92,00	49,00	223,00	2243,26	47,36	0,44	0,1512	~

Ve stojné fázi bylo zaznamenáno signifikantní zvýšení EMG aktivity TA oproti chůzi naboso ve všech podmínkách obuvi kromě chůze v „čapkách“. V obuvi „žabky“ ($47 \mu\text{V}$ naboso vs. $60,56$), nízkých ($47 \mu\text{V}$ vs. $68,40 \mu\text{V}$) a vysokých podpatcích ($47 \mu\text{V}$ vs. $78,47 \mu\text{V}$) bylo dosaženo 5% hladiny významnosti testu ($p < 0,05$). V „pohorkách“ ($47 \mu\text{V}$ vs. $62,67 \mu\text{V}$), botaskách ($47 \mu\text{V}$ vs. $57,94 \mu\text{V}$) a pantoflích s volnou patou ($47 \mu\text{V}$ vs. $69,33 \mu\text{V}$) bylo $p < 0,01$. Průměrná EMG aktivita PL byla při chůzi ve všech typech testované obuvi zvýšená oproti chůzi naboso. Signifikantní změny nastaly v „žabkách“ ($70,28 \mu\text{V}$ naboso vs. $81,22 \mu\text{V}$; $p < 0,05$), „pohorkách“ ($70,28 \mu\text{V}$ vs. $95,87 \mu\text{V}$; $p < 0,01$) a v pantoflích s volnou patou ($70,28 \mu\text{V}$ vs. $83,67 \mu\text{V}$; $p < 0,01$). Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl průměrné EMG aktivity SOL ve stojné fázi mezi chůzí v obuvi a naboso, avšak za všech podmínek vyjma podpatků došlo k jejímu snížení (Tabulka 5.15).

Tabulka 5.16 Průměrná EMG aktivita VM a BF ve stejné fázi (μV) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
VM										
bosa	59,22		56,00	23,00	136,00	731,73	27,05	0,46		
obuv - "žabky"	61,94	2,72	55,00	20,00	142,00	1062,72	32,60	0,53	0,7485	~
obuv - "čapky"	60,47	1,24	54,00	22,00	146,00	1173,85	34,26	0,57	0,9024	~
"pohorky"	61,33	2,11	49,00	22,00	150,00	1151,69	33,94	0,55	0,9256	~
měkké botasky	53,94	-5,28	50,00	26,00	128,00	554,31	23,54	0,44	0,2542	~
pantofle- volná pata	57,08	-2,14	52,50	31,00	99,00	365,91	19,13	0,34	0,8948	~
nízké podpatky	63,00	3,78	48,00	28,00	112,00	856,13	29,26	0,46	0,7506	~
vysoké podpatky	76,47	17,24	69,00	25,00	131,00	1001,85	31,65	0,41	0,0917	~
BF										
bosa	28,44		27,50	12,00	56,00	113,47	10,65	0,37		
obuv - "žabky"	33,72	5,28	28,00	16,00	105,00	389,65	19,74	0,59	0,2694	~
obuv - "čapky"	30,13	1,69	26,00	13,00	84,00	271,45	16,48	0,55	0,7080	~
"pohorky"	44,07	15,62	29,00	18,00	176,00	1491,13	38,62	0,88	0,1688	~
měkké botasky	32,50	4,06	29,50	15,00	69,00	231,38	15,21	0,47	0,1387	~
pantofle- volná pata	29,92	1,47	29,50	13,00	61,00	162,91	12,76	0,43	0,6992	~
nízké podpatky	33,53	5,09	29,00	12,00	66,00	279,72	16,72	0,50	0,0608	~
vysoké podpatky	31,80	3,36	33,00	16,00	44,00	65,23	8,08	0,25	0,5823	~

Stejně jako v rámci celého KC ani ve stejné fázi nebyly zjištěny signifikantní rozdíly EMG aktivity VM. Největší průměrný rozdíl jsme zaznamenali u vysokých podpatků ve smyslu zvýšení aktivity oproti chůzi naboso (průměrně o 17,24 μV). Průměrná EMG aktivita BF vykazovala tendenci ke zvýšení za všech podmínek testované obuvi oproti chůzi naboso, avšak v žádném případě nedosáhly změny hladiny statistické významnosti (Tabulka 5.16).

Tabulka 5.17 Průměrná EMG aktivita extenzorů Cp, PV Th/L přechodu a RA ve stejné fázi (μV) – výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
extenzory Cp										
bosa	18,71		17,00	12,00	29,00	31,50	5,61	0,30		
obuv - "žabky"	41,00	22,29	21,00	11,00	303,00	4536,71	67,36	1,64	0,2035	~
obuv - "čapky"	23,53	4,83	23,00	14,00	33,00	31,32	5,60	0,24	0,0042	**
"pohorky"	30,36	11,65	22,50	10,00	88,00	431,52	20,77	0,68	0,0498	*
měkké botasky	31,13	12,43	23,00	4,00	88,00	543,72	23,32	0,75	0,0631	~
pantofle	31,50	12,79	18,00	13,00	165,00	1653,25	40,66	1,29	0,2535	~
nízké podpatky	49,00	30,29	26,00	14,00	359,00	7478,86	86,48	1,76	0,2376	~
vysoké podpatky	24,21	5,51	24,00	17,00	32,00	24,17	4,92	0,20	0,0006	***

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význam.
PV Th/L přechodu										
bosa	40,24		25,00	18,00	181,00	1409,71	37,55	0,93		
obuv - "žabky"	45,94	5,71	28,00	18,00	270,00	3277,58	57,25	1,25	0,3403	~
obuv - "čapky"	31,53	-8,70	29,00	20,00	63,00	138,52	11,77	0,37	0,8244	~
"pohorky"	43,57	3,34	34,00	18,00	134,00	833,67	28,87	0,66	0,7793	~
měkké botasky	52,00	11,76	34,00	17,00	267,00	3572,40	59,77	1,15	0,1991	~
pantofle- volná pata	35,33	-4,90	29,00	19,00	97,00	482,89	21,97	0,62	0,5304	~
nízké podpatky	31,21	-9,02	29,50	17,00	56,00	91,74	9,58	0,31	0,3547	~
vysoké podpatky	39,93	-0,31	39,50	22,00	59,00	150,49	12,27	0,31	0,0632	~
RA										
bosa	17,00		17,00	8,00	30,00	25,41	5,04	0,30		
obuv - "žabky"	17,00	0,00	15,00	8,00	40,00	57,65	7,59	0,45	1,0000	~
obuv - "čapky"	17,27	0,27	17,00	8,00	30,00	36,86	6,07	0,35	0,8963	~
"pohorky"	20,86	3,86	18,50	8,00	36,00	59,55	7,72	0,37	0,1660	~
měkké botasky	17,40	0,40	15,00	9,00	27,00	25,17	5,02	0,29	0,9663	~
pantofle- volná pata	16,00	-1,00	15,50	8,00	28,00	26,00	5,10	0,32	0,8227	~
nízké podpatky	18,07	1,07	19,00	9,00	25,00	23,21	4,82	0,27	0,5094	~
vysoké podpatky	19,00	2,00	19,00	8,00	31,00	49,86	7,06	0,37	0,2521	~

Ve vysokých podpatcích byla průměrná EMG aktivita extenzorů Cp signifikantně vyšší než při chůzi naboso (18,71 μ V naboso vs. 24,21 μ V; $p < 0,001$). Stejně tak při chůzi v „čapkách“ (18,71 μ V vs. 23,53 μ V; $p < 0,01$) a „pohorkách“ (18,71 μ V vs. 30,36 μ V; $p < 0,05$) bylo zvýšení statisticky významné. V ostatních typech testované obuvi byla sice EMG aktivita extenzorů Cp vyšší, avšak nedosáhla hladiny statistické významnosti. V oblasti Th/L přechodu nebyl zjištěn ve stejné fázi žádný signifikantní rozdíl EMG aktivity paravertebrálních svalů, stejně ani u RA (Tabulka 5.17).

5.2.3 PRŮMĚRNÁ EMG AKTIVITA VE ŠVIHOVÉ FÁZI KC

Tabulka 5.18 Průměrná EMG aktivita TA, PL a SOL ve švihové fázi (μ V) – výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význam. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význam.
TA										
bosa	78,78		69,00	50,00	134,00	597,95	24,45	0,31		
obuv - "žabky"	94,17	15,39	91,00	53,00	186,00	1166,92	34,16	0,36	0,0573	~
obuv - "čapky"	73,07	-5,71	67,00	40,00	106,00	284,86	16,88	0,23	0,6642	~
"pohorky"	78,13	-0,64	72,00	45,00	133,00	547,58	23,40	0,30	0,4648	~
měkké botasky	74,38	-4,40	70,00	46,00	127,00	506,61	22,51	0,30	0,4582	~
pantofle- volná pata	103,17	24,39	105,00	47,00	177,00	1328,14	36,44	0,35	0,0030	**
nízké podpatky	73,87	-4,91	72,00	43,00	122,00	540,65	23,25	0,31	0,6211	~
vysoké podpatky	60,53	-18,24	55,00	28,00	105,00	320,25	17,90	0,30	0,0096	**

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význam.
PL										
bosa	42,44		44,50	19,00	79,00	273,36	16,53	0,39		
obuv - "žabky"	63,78	21,33	57,50	15,00	173,00	1457,84	38,18	0,60	0,0086	**
obuv - "čapky"	67,20	24,76	45,00	16,00	225,00	2973,63	54,53	0,81	0,0367	*
"pohorky"	76,27	33,82	61,00	20,00	178,00	1928,60	43,92	0,58	0,0046	**
měkké botasky	67,69	25,24	54,50	19,00	173,00	2271,96	47,67	0,70	0,0250	*
pantofle- volná pata	64,50	22,06	57,00	18,00	143,00	1527,42	39,08	0,61	0,0516	~
nízké podpatky	57,00	14,56	58,00	21,00	125,00	734,93	27,11	0,48	0,0117	*
vysoké podpatky	77,60	35,16	56,00	26,00	242,00	3109,71	55,76	0,72	0,0089	**
SOL										
bosa	50,56		34,50	14,00	300,00	3835,25	61,93	1,22		
obuv - "žabky"	52,33	1,78	36,00	19,00	254,00	2721,78	52,17	1,00	0,7428	~
obuv - "čapky"	54,33	3,78	40,00	16,00	263,00	3436,09	58,62	1,08	0,8132	~
"pohorky"	58,93	8,38	46,00	17,00	172,00	2094,73	45,77	0,78	0,0594	~
měkké botasky	45,69	-4,87	31,50	23,00	212,00	1959,46	44,27	0,97	0,5091	~
pantofle- volná pata	53,92	3,36	53,50	19,00	94,00	405,74	20,14	0,37	0,0433	*
nízké podpatky	66,13	15,58	45,00	24,00	358,00	6314,78	79,47	1,20	0,0399	*
vysoké podpatky	71,53	20,98	61,00	25,00	260,00	3358,25	57,95	0,81	0,0473	*

Ve švihové fázi jsme zaznamenali snížení EMG aktivity TA při chůzi v podpatcích oproti chůzi naboso, v případě vysokých podpatků signifikantní (78,78 μV naboso vs. 60,53 μV ; $p < 0,01$). Naopak při chůzi v pantoflích se aktivita TA signifikantně zvýšila oproti chůzi naboso (78,78 μV vs. 103,17 μV ; $p < 0,01$). Průměrná EMG aktivita PL ve švihové fázi byla u všech typů testované obuvi vyšší než při chůzi naboso. Hladiny statistické významnosti 1% dosáhla v obuvi „žabky“ (42,44 μV naboso vs. 63,78 μV), „pohorky“ (42,44 μV vs. 76,27 μV) a ve vysokých podpatcích (42,44 μV vs. 77,60 μV). Při chůzi v „čapkách“ (42,44 μV vs. 67,20 μV), botaskách (42,44 μV vs. 67,69 μV) a v nízkých podpatcích (42,44 μV vs. 57 μV) byla dosažena hladina statistické významnosti 5%. Signifikantní zvýšení EMG aktivity SOL bylo zjištěno ve švihové fázi při chůzi v pantoflích (50,56 μV naboso vs. 53,92 μV ; $p < 0,05$), v nízkých (50,56 μV vs. 66,13 μV ; $p < 0,05$) a vysokých podpatcích (50,56 μV vs. 71,53 μV ; $p < 0,05$) oproti chůzi naboso. Pouze při chůzi v botaskách došlo ke snížení průměrné EMG aktivity SOL, avšak nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti (Tabulka 5.18).

Tabulka 5.19 Průměrná EMG aktivita VM a BF ve švihové fázi (μV) - výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
VM										
bosa	74,33		75,00	25,00	167,00	1078,00	32,83	0,44		
obuv - "žabky"	78,72	4,39	65,50	18,00	227,00	2861,42	53,49	0,68	0,7339	~
obuv - "čapky"	67,60	-6,73	66,00	22,00	147,00	1492,91	38,64	0,57	0,4276	~
"pohorky"	58,87	-15,47	52,00	19,00	201,00	1795,05	42,37	0,72	0,0189	*
měkké botasky	58,44	-15,90	52,50	22,00	118,00	958,87	30,97	0,53	0,0461	*
pantofle- volná pata	77,92	3,58	78,50	20,00	186,00	2016,41	44,90	0,58	0,4137	~
nízké podpatky	73,47	-0,87	71,00	21,00	186,00	1857,85	43,10	0,59	0,9162	~
vysoké podpatky	80,60	6,27	57,00	32,00	216,00	2922,64	54,06	0,67	0,7263	~
BF										
bosa	45,83		41,50	22,00	107,00	369,69	19,23	0,42		
obuv - "žabky"	52,44	6,61	47,00	25,00	89,00	513,36	22,66	0,43	0,2034	~
obuv - "čapky"	46,27	0,43	42,00	24,00	95,00	400,33	20,01	0,43	0,5727	~
"pohorky"	51,93	6,10	38,00	11,00	127,00	1082,86	32,91	0,63	0,3125	~
měkké botasky	54,44	8,60	54,00	20,00	99,00	618,12	24,86	0,46	0,1397	~
pantofle- volná pata	55,17	9,33	61,50	24,00	121,00	765,97	27,68	0,50	0,1939	~
nízké podpatky	53,80	7,97	42,00	26,00	95,00	621,09	24,92	0,46	0,1758	~
vysoké podpatky	44,47	-1,37	39,00	28,00	70,00	202,12	14,22	0,32	0,4397	~

Pouze ve švihové fázi jsme zjistili významné změny v průměrné EMG aktivitě VM. Při chůzi v „pohorkách“ (74,33 μV naboso vs. 58,87 μV ; $p < 0,05$) a v botaskách (74,33 μV vs. 58,44 μV ; $p < 0,05$) došlo k jejímu signifikantnímu snížení oproti chůzi naboso. Rozdíly průměrné EMG aktivity BF mezi testovanou obuví a chůzí naboso ve švihové fázi nedosáhly hladiny statistické významnosti (Tabulka 5.19).

Tabulka 5.20 Průměrná EMG aktivita extenzorů Cp, PV Th/L přechodu a RA ve švihové fázi (μV) – výpočet základních statistických ukazatelů

Rozdíl = rozdíl průměrů, SD = směrodatná odchylka, CV = variační koeficient, stat. význ. = statistická významnost * - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$, modře označeny výsledky t-testu dosahující hladiny statistické významnosti

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význ.
extenzory Cp										
bosa	18,53		17,00	10,00	36,00	51,31	7,16	0,39		
obuv - "žabky"	24,53	6,00	21,00	9,00	84,00	276,72	16,63	0,68	0,1208	~
obuv - "čapky"	23,80	5,27	22,00	14,00	48,00	89,89	9,48	0,40	0,1289	~
"pohorky"	22,79	4,26	20,50	9,00	53,00	109,74	10,48	0,46	0,1345	~
měkké botasky	24,80	6,27	20,00	3,00	66,00	207,09	14,39	0,58	0,1338	~
pantofle- volná pata	25,67	7,14	18,50	11,00	119,00	806,72	28,40	1,11	0,2587	~
nízké podpatky	34,29	15,76	21,50	12,00	207,00	2340,20	48,38	1,41	0,2621	~
vysoké podpatky	23,50	4,97	19,50	10,00	52,00	113,68	10,66	0,45	0,0920	~

podmínka	Průměr	Rozdíl	Medián	Min	Max	Rozptyl	SD	CV	p(x) dle t-testu	Stat. význam.
PV Th/L přechodu										
bosa	24,06		18,00	10,00	103,00	432,88	20,81	0,86		
obuv - "žabky"	24,88	0,82	21,00	9,00	100,00	408,10	20,20	0,81	0,7179	~
obuv - "čapky"	21,13	-2,93	21,00	13,00	35,00	35,58	5,97	0,28	0,3349	~
"pohorky"	32,57	8,51	21,50	15,00	87,00	493,53	22,22	0,68	0,0721	~
měkké botasky	32,20	8,14	21,00	13,00	139,00	955,36	30,91	0,96	0,0851	~
pantofle- volná pata	29,38	5,33	22,00	11,00	113,00	651,93	25,53	0,87	0,0100	*
nízké podpatky	23,14	-0,92	18,50	12,00	55,00	144,12	12,01	0,52	0,7897	~
vysoké podpatky	24,93	0,87	24,00	13,00	42,00	55,21	7,43	0,30	0,0075	**
RA										
bosa	15,82		13,00	8,00	30,00	49,67	7,05	0,45		
obuv - "žabky"	18,65	2,82	17,00	4,00	36,00	72,35	8,51	0,46	0,1635	~
obuv - "čapky"	20,67	4,84	17,00	8,00	47,00	105,29	10,26	0,50	0,0362	*
"pohorky"	18,14	2,32	14,50	8,00	47,00	106,84	10,34	0,57	0,1903	~
měkké botasky	18,33	2,51	17,00	8,00	27,00	37,29	6,11	0,33	0,3172	~
pantofle- volná pata	18,00	2,18	20,00	6,00	28,00	44,00	6,63	0,37	0,1762	~
nízké podpatky	17,14	1,32	13,50	9,00	29,00	48,69	6,98	0,41	0,6147	~
vysoké podpatky	17,62	1,79	16,00	9,00	32,00	43,62	6,60	0,37	0,4886	~

Průměrná EMG aktivita extenzorů Cp ve švihové fázi vykazovala tendenci ke zvýšení oproti chůzi naboso u všech typů testované obuvi, ale v žádném z případů nepřekročila hladinu statistické významnosti. EMG aktivita PV v oblasti Th/L přechodu byla signifikantně vyšší oproti chůzi naboso v pantoflích s volnou patou (24,06 μ V naboso vs. 29,38 μ V; $p < 0,05$) a ve vysokých podpatcích (24,06 μ V vs. 24,93 μ V; $p < 0,01$). Při měření průměrné EMG aktivity RA ve švihové fázi došlo k jejímu zvýšení u všech typů obuvi oproti chůzi naboso. V případě chůze v „čapkách“ dosáhlo toto zvýšení hladiny statistické významnosti (15,82 μ V naboso vs. 20,67 μ V; $p < 0,05$; Tabulka 5.20).

6 DISKUZE

Předmětem našeho výzkumu byl vliv obuvi na časoprostorové charakteristiky chůze a na EMG aktivitu vybraných svalů trupu a DKK. Různé studie zabývající se chůzí v různých typech obuvi zaznamenaly změny v časoprostorových charakteristikách i EMG aktivitě svalů DKK či trupu. Bezesporu největší pozornost je v odborné literatuře věnována vlivu obuvi s různou výškou podpatků na posturu stoje, charakteristiky chůze a běhu (Vacek, 2007; Černeková et al., 2007; Bird et al., 2003; Kerrigan et al., 2005, 2001, 1998; Franklin et al., 1995; Lateur et al., 1991; Opila-Correia, 1990; Lee et al., 1990, 1987; Opila et al., 1988; Bendix et al., 1984; Merrifield et al., 1971; Murray et al., 1970; Joseph, 1968; Joseph & Nightingale, 1956). Další zájem vyvolala obuv či doplňky obuvi používané k terapeutickým účelům, jako jsou klíny (Murley & Bird, 2006) či podpatěnky (Johanson et al., 2006), různé typy ortéz (Tomaro & Burdett, 1993; Brodke et al., 1989) a nestabilní obuv (Nigg et al., 2006; Romkes et al., 2006) nebo obuv s negativním podpatkem (Bourgit et al., 2008; Soderberg & Stave, 1977). Žádné informace jsme nenalezli o obuvi podobného typu jako „žabky“, „řapky“ nebo o pantoflích s volnou patou, ačkoli se jedná (vyjma „řapek“) o obuv známou a využívanou velkou částí moderní populace. V tomto smyslu tedy chybí možnost srovnání našich výsledků s jinými. Přesto došlo i v případě těchto typů testované obuvi k signifikantním změnám průměrné EMG aktivity i časoprostorových charakteristik chůze.

OBUV – „ŽABKY“

Při chůzi v obuvi – „žabky“ jsme zaznamenali signifikantní zvýšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze a fáze reakce na zatížení v rámci KC. Významně se změnil poměr stojné a švihové fáze ve prospěch stojné fáze (prodloužení o 1,16% KC). V „žabkách“ je noha fixovaná v oblasti přednoží. Posunu chodidla směrem dopředu brání v botě pouze přepážka mezi palcem a ukazovákem nohy. Prodloužení stojné fáze můžeme chápat jako výraz nestability končetiny v tomto typu obuvi. Ačkoli nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti, došlo při chůzi v „žabkách“ k průměrnému zpomalení chůze a snížení kadence, což také poukazuje na větší instabilitu chůze v tomto typu obuvi. Snížení rychlosti chůze souhlasí s tvrzením Perry (1992), že se při zpomalování chůze zkracuje jednooporová fáze chůze (tj. švihová fáze kontralaterální končetiny). Cílem fáze reakce na zatížení je absorpce nárazu a stabilita končetiny při přenosu váhy (Perry, 1992). Signifikantní prodloužení této fáze při chůzi v „žabkách“ oproti chůzi naboso naznačuje zvýšenou nestabilitu končetiny, a proto potřebu delší doby k jejímu zajištění.

V rámci stojné fáze se signifikantně zvýšila průměrná EMG aktivita TA. TA je jedním z nejdůležitějších stabilizátorů hlezenního kloubu (Lee et al., 1990). Pokud uvažujeme, že „žabky“ způsobují nestabilitu chodidla, byla by jeho zvýšená aktivita ve stojné fázi jedním z důkazů. Při

chůzi v tomto typu obuvi byl zaznamenán v rámci švihové fáze u většiny jedinců pocit, že musí botu aktivně „držet prsty“. V dalších studiích by bylo vhodné hodnotit i m. flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus, kde bychom předpokládali zvýšenou EMG aktivitu oproti chůzi naboso. Průměrná aktivita PL byla významně vyšší při chůzi v „žabkách“ jak ve stojné, tak i ve švihové fázi. Zvýšenou aktivitu PL ve švihové fázi můžeme chápat jako odpověď na pocit „padání“ boty, a snahu udržet ji ve švihů na noze zvýšením pronace. Ve stojné fázi by zvýšená aktivita PL mohla být způsobena latero-laterální nestabilitou paty v žabkách proti fixovanému přednoží, stejně jako jsme ji zaznamenali například v pantoflích s volnou patou (viz níže).

OBUV – „ŤAPKY“

Obuv „ťapky“ byla jediným typem z testované obuvi jednotným pro všechny probandy (Příloha 3, Obrázek 12.5). Její hmotnost byla mezi všemi ostatními typy nejnižší (50 g). Při testování časoprostorových charakteristik chůze nebyly v obuvi – „ťapky“ zaznamenány oproti chůzi naboso žádné signifikantní změny. Avšak jako jediný typ testované obuvi byl příčinou průměrného zkrácení délky kroku i KC. Časové intervaly kroku a KC byly mírně zvýšeny. Kadence se snížila průměrně o 1,46 kroků/min, stejně jako rychlost chůze (o 0,0633 m/s). Tyto změny by mohly souviset s nejistotou chůze způsobenou klouzáním „ťapek“ po podložce, zaznamenanou všemi probandy. Ačkoli v souvislosti s nejistou chůzí bychom očekávali prodloužení stojné fáze chůze a zkrácení švihové, jak můžeme zaznamenat například při nestabilní chůzi u malých dětí (Sutherland et al., 1980), zde byla švihová fáze prodloužena o 0,25% KC. U všech ostatních typů obuvi bylo naopak zaznamenáno její zkrácení.

Stejně jako v „žabkách“ i zde došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve švihové fázi. „Ťapky“ neposkytují chodidlu fixaci v oblasti paty ani přednoží, kde jsou poměrně široké a nechrání pevný tvar. Změny ve svalové aktivitě PL během švihové fáze potvrzují naši domněnku, že PL reaguje na pocity „padání“ obuvi z chodidla (či nutnosti ji „držet“).

Ve stojné fázi bylo zaznamenáno významné zvýšení průměrné EMG aktivity extenzorů Cp, stejně jako v rámci průměru z celého KC. Čekali jsme, že instabilita způsobená klouzáním obuvi po podložce se projeví i kompenzační aktivitou PV Th/L přechodu, ta však byla v obou fázích KC naopak nesignifikantně snížena. Pro další studie by bylo přínosné sledovat aktivitu m. trapezius a dalších auxiliárních dechových svalů, které by mohly v tomto případě fungovat jako náhradní stabilizátory trupu.

Jako u jediného typu obuvi se při chůzi v „ťapkách“ signifikantně zvýšila průměrná EMG aktivita RA, a to v rámci švihové fáze. Aktivita RA tedy pravděpodobně stabilizuje trup při klouzání této obuvi oproti pádu nazad.

Chůze v „řapkách“ je nejspíše nejvíce ovlivněna jejich kluzkostí. Podrážka je u tohoto typu obuvi velmi tenká, a tak netvoří bariéru mezi chodidlem a zemí. Noha pak může fungovat i jako čidlo a dobře „uchopovat“ terén.

TĚŽKÁ KOTNÍČKOVÁ OBUV S TVRDOU PODRÁŽKOU - „POHORKY“

Při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou došlo k významnému prodloužení délky kroku (průměrně o 3,19 cm) a tím i délky celého KC. Těžké boty ovlivňují kyv DK a tím i krok (Hermachová, 1998). Tato změna v délce kroku ovlivnila rychlost chůze, která se zvýšila průměrně o 0,0661 m/s, jelikož kadence a časové intervaly kroku a KC zůstaly téměř nezměněny. Podobné výsledky jsme našli i ve studii Chen et al. (2007) u obuvi s tvrdou podrážkou bez kotníčku, kde autoři zaznamenali signifikantní změny v prodloužení délky KC a fáze jednoduché opory. Souhlasíme s tvrzením Brodke et al. (1989), že hmotnost obuvi je jedna z hlavních příčin změn časoprostorových a kinematických charakteristik chůze.

Svalová aktivita v oblasti bérce se ve stejné fázi signifikantně zvýšila u TA. Hmotnost obuvi může zvyšovat brzděné nároky na excentrickou aktivitu TA v období kontaktu paty a bezprostředně před ním (Murley & Bird, 2006). Změna aktivity TA by mohla současně souviset se zvýšením úhlu DF v hlezenním kloubu, které zaznamenali Chen et al. (2007) u obuvi s tvrdou podrážkou oproti chůzi naboso. BF vykazoval ve stejné fázi při chůzi v „pohorkách“ nevýznamné, avšak průměrně největší zvýšení EMG aktivity mezi testovanou obuví. I v tomto případě zjistili Chen et al. (2007) zvýšení flekčního úhlu kolenního kloubu ve stejné fázi KC.

Ve stejné i švihové fázi došlo k statisticky významnému zvýšení aktivity PL, stejně jako v rámci průměru z celého KC. Průměrná EMG aktivita PL a TA vykazovala v naší studii celkově největší reakce na nošení jakékoli z testované obuvi. V „pohorkách“ byly průměrné změny aktivity PL oproti chůzi naboso jedny z nejvyšších, zřejmě také jako reakce na zvýšení distální hmotnosti končetiny.

EMG aktivita VM se ve švihové fázi signifikantně snížila. Naopak aktivita BF se zvýšila. Extenze kolenního kloubu je ve švihové fázi v případě „pohorek“ více pasivní, díky zvýšenému kyvu a setrvačnosti končetiny vlivem hmotnosti obuvi. Proto aktivita VM je v tomto případě snižena a BF nejspíše omezuje excentrickou aktivitou nadměrný extenční pohyb kolenního kloubu a flekční pohyb v kyčelním kloubu bezprostředně před kontaktem paty.

Ve stejné fázi byla průměrná EMG aktivita extenzorů Cp významně vyšší při chůzi v „pohorkách“ oproti chůzi naboso. Folman et al. (2004) sledovali aktivitu svalů v oblasti DKK mezi dvěma druhy obuvi s různou tvrdostí materiálu mezipodešve (viz kapitola 2.3.1). Domníváme

se, že i extenzory Cp reagují ve stejné fázi na změnu velikosti nárazových sil zvýšením aktivity v závislosti na tvrdosti podrážky.

MĚKKÉ BOTASKY

V souladu s výsledky studie Oeffinger et al. (1999), zabývající se chůzí v botaskách u dětí, jsme zaznamenali v oblasti časoprostorových charakteristik signifikantní prodloužení délky kroku i celého KC. Na rozdíl od jejich výsledků bylo v našem výzkumu zjištěno zrychlení chůze oproti chůzi naboso. Oeffinger et al. (1999) vysvětlovali zachování rychlosti chůze v botaskách u dětí na stejné úrovni jako naboso snížením kadence. Výsledky naší analýzy ukazují, že i přes mírné snížení kadence se rychlost vlivem prodloužené délky kroku a celého KC zvýšila. Důvodem takového zvětšení délky kroku a KC může být zvýšení distální hmotnosti způsobené obuví s následkem zvýšení setrvačnosti končetiny během švihové fáze (Oeffinger et al., 1999). Dalším diskutovaným vysvětlením prodloužení délky kroku, KC a zrychlení chůze může být větší pocit pohodlnosti u některých probandů při chůzi v botaskách než při chůzi naboso.

Ve stejné fázi došlo k významnému zvýšení aktivity TA, oproti tomu EMG aktivita SOL vykazovala nejvyšší snížení, avšak statisticky nevýznamné. Snížení aktivity SOL souhlasí s výsledky Oeffinger et al. (1999), kde se snížil ve stejné fázi v botaskách oproti chůzi naboso úhel PF v hlezenním kloubu. Podobně jako u „pohorek“ byla aktivita PL ve švihové fázi signifikantně zvýšená.

EMG aktivita VM byla při chůzi v měkkých botaskách ve švihové fázi významně snižena, stejně jako při chůzi v „pohorkách“. EMG aktivita BF se významně zvýšila v rámci průměrné aktivity z celého KC. U žádné jiné obuvi v žádné z fází KC nedošlo k významné změně v oblasti aktivity BF. Výsledky časoprostorových charakteristik i svalové aktivity byly při chůzi v „pohorkách“ a měkkých botaskách velmi podobné. Z námi testované obuvi šlo o jediné dva typy, které pevně uzavíraly chodidlo jako celek a zvyšovaly tak pocit stability. Také nejvíce zvyšovaly distální hmotnost končetiny, což jsou pravděpodobně hlavní příčiny takto podobných výsledků.

PANTOFLE S VOLNOU PATOU

Při chůzi v pantoflích s volnou patou jsme zaznamenali významné prodloužení délky kroku a celého KC. Procentuální zastoupení stejné fáze se zvětšilo o 0,97% KC na úkor fáze švihové.

Aktivita TA se při chůzi v pantoflích signifikantně zvýšila ve stejné i švihové fázi oproti chůzi naboso. PL vykazoval zvýšení průměrné EMG aktivity ve stejné fázi a v rámci průměrné aktivity z celého KC. Pantofle testované v našem výzkumu měly předností lépe fixované než „žabky“ v tom smyslu, že pásky byly daleko výše na nártu. Očekávali jsme větší průměrnou aktivitu TA a PL u „žabek“ než v pantoflích, protože chodidlo bylo v žabkách daleko méně stabilní.

Výsledky však ukázaly opačný trend. Vysvětlení bychom mohli najít ve větší hmotnosti a tuhosti podrážky většiny testovaných pantoflí oproti „žabkám“. Tento závěr podporuje i fakt, že došlo k významnému zvětšení délky kroku a KC při chůzi v pantoflích s volnou patou (viz výše, vliv hmotnosti obuvi na chůzi v „pohorkách“ a botaskách). Reakcí na tuhost podrážky je zřejmě také signifikantní zvýšení EMG aktivity PV Th/L přechodu ve švihové fázi. Na konci stojné fáze se nachází kontakt paty kontralaterální končetiny doprovázený zvýšenou aktivitou PV. Zaznamenané zvýšení aktivity PV Th/L přechodu ve švihové fázi by mohlo vzniknout následkem zvětšení nárazové síly v tuhé podrážce ve chvíli kontaktu paty kontralaterální končetiny.

V rozporu s výsledky Perry (1992) a Gottschalla & Krama (2003) jsme našli aktivitu SOL i ve švihové fázi za všech podmínek obuvi i při chůzi naboso. Dle Neptune et al. (2001) a Meinders et al. (1998) odpovídají za iniciaci švihové fáze právě plantární flexory. Při chůzi v pantoflích je tato zvýšená aktivita SOL ve švihové fázi oproti chůzi naboso ještě zvýrazněná.

NÍZKÉ PODPATKY

Chůze na nízkých podpatcích (3 - 5,5 cm) nepřinesla statisticky významné změny ve smyslu prodloužení délky kroku či KC, ačkoli průměrně došlo k jejich prodloužení. Tyto výsledky se neshodují se studii Merrifield (1971), Murray et al. (1970) a Opila-Correia (1990), kteří zaznamenali zkrácení kroku při chůzi v podpatcích. Čím vyšší byl podpatek, tím kratší zaznamenali krok. Stejně jako Opila-Correia (1990) ani my jsme nezjistili signifikantní změny v kadenci při chůzi na nízkých podpatcích. V podmínce nízkých podpatků došlo k statisticky významnému zvýšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze a fáze reakce na zatížení v rámci KC. Obě tyto fáze znamenají poměrně náročná období přechodu stoje ve švih a švihu ve stoj, a to hlavně z hlediska nároků na stabilitu končetiny při přesunu hmotnosti těla na stojnou končetinu (Perry, 1992). V obuvi s podpatky je končetina nepopíratelně více nestabilní. To je zřejmě jedním z hlavních důvodů prodloužení těchto fází u nízkých i vysokých podpatků (viz níže). V souladu s Opila-Correia (1990), Merrifield (1971) a Vackem (2007) se poměr stojné a švihové fáze změnil ve prospěch stojné fáze, která se prodloužila.

Ve stojné fázi jsme při chůzi na nízkých podpatcích zaznamenali zvýšení aktivity TA. Stejně výsledky analýzy chůze uvádí i Vacek (2007) při chůzi v podpatcích s výškou 5,5 cm. Lee et al. (1990) zaznamenali u žen naopak snižování EMG aktivity TA s rostoucí výškou podpatků (2,5 - 7,5 cm). V jejich předchozí studii u mužů došlo k lineárnímu nárůstu EMG aktivity TA v období heel strike při chůzi v 0 - 3,8 cm vysokých podpatcích, a snížení jeho aktivity v podpatcích vysokých 3,8 - 5,7 cm (Lee et al., 1987). Tento rozdíl mezi muži a ženami si vysvětlovali návykovým nošením podpatků u žen. Muži, kteří nejsou zvyklí na nošení podpatku v oblasti heel strike zažívají větší

pocit nestability chodila na rozdíl od žen nosících podpatky pravidelně. Zvýšení průměrné EMG aktivity TA je možným výsledkem toho, že ženy zúčastněné v naší studii nenosí obuv s podpatky až na jeden subjekt téměř vůbec. Proto bylo ve stejné fázi zaznamenáno zvýšení aktivity TA, jako jednoho z nejdůležitějších stabilizátorů hlezenního kloubu. Zvýšená aktivita TA je nejspíš také odpovědí na zvýšený úhel PF ve chvíli heel strike v oblasti hlezenního kloubu. Díky tomuto pasivnímu nastavení chodidla v podpatcích zbývá kratší časový úsek pro položení chodidla po heel strike, a tím je vyžadována bouřlivější kontrakce TA (Lee et al., 1987). V naší studii jsme zaznamenali naopak zvýšení procentuálního zastoupení fáze reakce na zatížení (*foot flat*), které můžeme chápat jako časovou kompenzaci této zvýšené PF v podpatcích při pokládání chodidla v této fázi.

V rámci švihové fáze jsme zaznamenali zvýšenou aktivitu PL, stejně jako ve stejné fázi, kde však nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti. Zvýšená aktivita PL by mohla být odpovědí na latero-laterální nestabilitu chodidla v podpatcích, která se ještě více zvýraznila v kombinaci s celkovou nestabilitou při chůzi na vysokých podpatcích (viz níže).

VYSOKÉ PODPATKY

Každý podpatek mění zatížení chodidla a dopad těžiště. Při chůzi ve vysokých podpatcích (6 – 8 cm) došlo k významnému snížení procentuálního zastoupení fáze jednoduché opory. To souvisí se změnou poměru stojné a švihové fáze ve prospěch stojné fáze (prodloužení o 4% KC). Rychlost chůze se ve studii Opila-Correia snížila při chůzi ve vysokých podpatcích (5 - 7 cm) oproti nízkým (0 - 2 cm) o 0,09 m/s. Také v naší studii došlo při chůzi ve vysokých podpatcích ke snížení rychlosti chůze oproti chůzi v nízkých podpatcích (průměrně o 0,0729 m/s), avšak nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti. Podobně jako při chůzi v nízkých podpatcích, i zde se předšvihová fáze a fáze reakce na zatížení v rámci KC procentuálně prodloužila (viz výše).

Průměrná EMG aktivita SOL během stojné i švihové fáze byla vyšší než při chůzi na nízkých podpatcích. Podobných výsledků dosáhli Joseph & Nightingale (1956) při srovnání stoje na vysokých a nízkých podpatcích, avšak výška podpatku nebyla specifikována. Joseph (1968) studoval aktivitu SOL při chůzi na podpatcích 5,5 - 8 cm vysokých. Při vizuálním srovnání EMG aktivity dospěl k názoru, že se SOL kontrahoval „silněji“, když subjekty chodily na vysokých podpatcích. Joseph & Nightingale (1956) připisují zvýšenou aktivitu SOL snaze zabránit pádu těla vpřed v oblasti hlezenního kloubu.

V případě nízkých i vysokých podpatků došlo k významnému zvýšení EMG aktivity SOL oproti chůzi naboso ve švihové fázi. Současně v obou podmínkách obuvi došlo ke snížení aktivity TA ve švihové fázi, v případě vysokých podpatků byl tento výsledek statisticky významný.

Podpatky pasivně udržují PF hlezenního kloubu i během švihové fáze. Zdá se, že PF během švihové fáze je také výsledkem aktivní kontrakce m. triceps. Příčinou by mohla být snaha o to, aby chodidlo nepřepadlo do DF a nezadrhlo tak na počátku švihu podpatkem o zem.

Ve stejné fázi došlo při chůzi na vysokých podpatcích ke zvýšení průměrné EMG aktivity TA. Změna aktivity TA během stejné fáze souvisí se zvýšením úhlu PF v hlezenním kloubu ve chvíli počátečního kontaktu při chůzi v podpatcích (Lateur et al., 1991), jak jsme diskutovali u nízkých podpatků.

Ve švihové fázi a v rámci průměru z celého KC se zvýšila EMG aktivita PL. Ve stejné fázi PL sice vykazoval největší průměrné zvýšení EMG aktivity mezi testovanou obuví, ale nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti. Celkové zvýšení aktivity PL ve všech fázích KC by mohlo být vysvětleno větší nestabilitou hlezenního kloubu ve vysokých podpatcích. V našem výzkumu přinesli 3 probandi jehlové podpatky, 6 probandů úzké podpatky (šířka paty je větší než šířka podpatku) a 6 probandů široké podpatky (šířka paty je shodná s šířkou podpatku). Předpokládáme, že u úzkých podpatků či jehlových podpatků bude větší nestabilita hlezenního kloubu ve frontální rovině, která bude mít za následek zvýšenou aktivitu PL. Další výzkum by mohl objasnit vliv šířky podpatku na aktivitu laterální skupiny svalů bérce.

V oblasti Th/L přechodu jsme zaznamenali ve švihové fázi malé, avšak významné zvýšení EMG aktivity PV, stejně tak jako v rámci průměru z celého KC. PV Th/L přechodu vykazují dva vrcholy aktivity při chůzi naboso (viz kapitola 2.2.5). Stejně tak při chůzi ve vysokých podpatcích je druhý vrchol aktivity výraznější než první, jako reakce na kontakt paty kontralaterální končetiny. Maximální zvýšení aktivity PV Th/L přechodu sledované u většiny probandů na konci stejné a začátku švihové fáze pak může být dalším kompenzačním mechanismem nestability chůze s tak vysoko postavenou patou a úzkou bází opory paty. Bird et al. (2003) zaznamenali časnější nábor EMG aktivity ES (úroveň L3) při chůzi na vysokých podpatcích. V naší studii se aktivita PV Th/L přechodu zvýšila při chůzi na vysokých podpatcích ve švihové fázi a v rámci průměru z celého KC, zatímco ve stejné fázi a při chůzi v nízkých podpatcích byla jejich aktivita snížena.

Během stejné fáze i v rámci průměru z celého KC došlo k významnému zvýšení EMG aktivity extenzorů Cp. Podobné změny jsme zaznamenali i při chůzi v nízkých podpatcích, kde byl ve stejné i švihové fázi zaznamenán nejvyšší, avšak nesignifikantní, přírůstek aktivity extenzorů Cp. Podobně jako u PV Th/L přechodu, i v oblasti šije jsme našli dva vrcholy aktivity přibližně ve chvílích kontaktů pat obou končetin (tedy ve stejné fázi chůze). Zvýšení EMG aktivity extenzorů Cp při chůzi na vysokých podpatcích ve stejné fázi má tedy zřejmě souvislost se zvýšenou nárazovou zátěží ve fázi počátečního kontaktu plynoucí z nestability chodidla. Vysoké podpatky

způsobují vychýlení těžiště těla směrem dopředu před dolní končetiny (Franklin et al., 1995). Dle Opila et al. (1988) se hlava a hrudní páteř pohybují dorzálním směrem vzhledem k těžnici těla ve vysokých podpatcích oproti situaci bez bot. Lewit (2003) zaznamenal u pacientů s předsunutým držením (pánve proti chodidlům, ramenního pletence proti pánvi a hlavy proti pletenci ramennímu) hypertonus zádoových svalů a extenzorů šíje s trigger pointy. Předsunuté držení se velmi podobá stojí na vysokých podpatcích, proto můžeme předpokládat, že zvýšená aktivita extenzorů Cp je nejspíš kompenzací výchylky těžiště a změn držení těla.

Nejvíce změn časoprostorových charakteristik a průměrné EMG aktivity oproti chůzi naboso bylo zjištěno při nošení těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou, měkkých botasek, „žabek“ a vysokých podpatků (6 - 8 cm). Podle našich závěrů a na základě prostudované literatury byla příčinou především hmotnost obuvi a nestabilita hlezenního kloubu a chodidla u vysoko postavené paty, popřípadě nestabilita způsobená kluzkostí obuvi či volnou patou v „žabkách“ a pantoflích.

Z celkového hlediska byly nejbouřlivější reakce při chůzi v jakékoli z testované obuvi oproti chůzi naboso zaznamenány na periférii, na změnách průměrné EMG aktivity PL a TA. Výrazně málo se vliv podmínek obuvi odrazil na aktivitě sledovaných stehenních svalů (BF a VM). Trupové svalstvo reagovalo nejvíce na vysoké podpatky, „pohorky“ a „řapky“.

Nedostatkem výzkumu byl malý počet pokusů pro testování průměrné EMG aktivity vybraných svalů (v každém typu obuvi a naboso chodil proband s elektrodami pro dané svaly pouze jednou). Výsledkem byly poměrně vysoké hodnoty rozptylu a variačního koeficientu ve skupině EMG dat, svědčící pro vysokou nesourodost dat. Malý počet elektrod při vyšetřování vedl k nutnosti opakovat chůzi v každém typu obuvi třikrát. Tím bylo dosaženo dostatečného množství pokusů pro testování časoprostorových charakteristik. Hodnoty SD, variability i variačního koeficientu nedosahovaly při testování časoprostorových charakteristik vysokých hodnot, a ukazovaly tak na daleko vyšší sourodost těchto dat. Pro další testování časoprostorových charakteristik bych však doporučila využít dvě tenzometrické plošiny umístěné za sebou, a to hlavně pro snadnější vyhodnocení a přesnější porovnání jednotlivých kroků a KC.

Provedená studie přinesla pro mě mnoho zajímavých závěrů, které by bylo třeba zkoumat více cíleně, s větším počtem probandů, a zcela stejnou obuví pro každého jedince. Zajímavých výsledků by bylo jistě dosaženo při porovnání EMG aktivity svalů trupu a DKK během chůze v různých typech obuvi mezi pohlavími.

7 ZÁVĚR

Analýzou chůze pomocí tenzometrických plošin a povrchové polyelektromyografie byl hodnocen facilitační či inhibiční vliv obuvi na svalovou aktivitu osmi vybraných svalů na trupu a dolních končetinách a současně jejich vliv na časoprostorové charakteristiky chůze. Výzkum byl uskutečněn na skupině 18 probandů ženského pohlaví.

Na základě získaných výsledků lze formulovat následující změny časoprostorových charakteristik chůze a průměrné EMG aktivity vybraných svalů v testované obuvi oproti chůzi naboso:

- *Obuv – „žabky“:*
 - a) zvýšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze, fáze reakce na zatížení a stejné fáze v rámci KC (zkrácení švihové fáze)
 - b) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stejné fázi i v rámci průměru z celého KC
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve stejné, švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
- *Obuv – „tácky“:*
 - a) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
 - b) zvýšení průměrné EMG aktivity extenzorů Cp ve stejné fázi i v rámci průměru z celého KC
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity RA ve švihové fázi
- *Těžká kotníčková obuv s tvrdou podrážkou („pohorky“):*
 - a) prodloužení délky kroku a KC
 - b) zrychlení chůze
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stejné fázi
 - d) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve stejné, švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
 - e) snížení průměrné EMG aktivity VM ve švihové fázi
 - f) zvýšení průměrné EMG aktivity extenzorů Cp ve stejné fázi
- *Měkké botasky:*
 - a) prodloužení délky kroku a KC
 - b) zrychlení chůze
 - c) zvýšení procentuálního zastoupení fáze reakce na zatížení v rámci KC
 - d) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stejné fázi
 - e) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve švihové fázi i v rámci průměru z celého KC

- f) snížení průměrné EMG aktivity VM ve švihové fázi
- g) zvýšení průměrné EMG aktivity BF v rámci průměru z celého KC
- *Pantofle s volnou patou:*
 - a) prodloužení délky kroku a KC
 - b) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stojné, švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve stojné fázi i v rámci průměru z celého KC
 - d) zvýšení průměrné EMG aktivity SOL ve švihové fázi
 - e) zvýšení průměrné EMG aktivity PV Th/L přechodu ve švihové fázi
- *Nízké podpatky (3 - 5,5 cm):*
 - a) zvýšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze, fáze reakce na zatížení a stojné fáze v rámci KC (zkrácení švihové fáze)
 - b) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stojné fázi
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve švihové fázi
 - d) zvýšení průměrné EMG aktivity SOL ve švihové fázi
- *Vysoké podpatky (6 - 8 cm):*
 - a) zvýšení procentuálního zastoupení předšvihové fáze, fáze reakce na zatížení a stojné fáze v rámci KC (zkrácení švihové fáze)
 - b) snížení procentuálního zastoupení fáze jednoduché opory v rámci KC
 - c) zvýšení průměrné EMG aktivity TA ve stojné a snížení jeho aktivity ve fázi švihové
 - d) zvýšení průměrné EMG aktivity PL ve švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
 - e) zvýšení průměrné EMG aktivity SOL ve švihové fázi i v rámci průměru z celého KC
 - f) zvýšení průměrné EMG aktivity extenzorů Cp ve stojné fázi i v rámci průměru z celého KC
 - g) zvýšení průměrné EMG aktivity PV Th/L přechodu ve švihové fázi i v rámci průměru z celého KC

Podle výsledků této studie je zřejmé, že různá obuv různou měrou ovlivňuje jak časoprostorové charakteristiky chůze, tak svalovou aktivitu v oblasti DKK a trupu. Nejvíce změn oproti chůzi naboso jsme zaznamenali při chůzi v těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou, botaskách, „žabkách“ a na podpatcích.

8 SOUHRN

Předmětem naší studie byla analýza facilitačního či inhibičního vlivu sedmi různých typů obuvi na aktivitu vybraných svalů trupu a dolních končetin při chůzi po rovině u skupiny zdravých mladých žen. Jelikož chůze je habituální aktivita člověka, i malé odchylky, které se však během dne mnohokrát opakují, mohou být klinicky významné.

Obecná část diplomové práce je věnována popisu základních parametrů chůze, kinematiky a svalové aktivity v oblasti trupu a dolních končetin během chůze a vlivu obuvi na tyto parametry zaznamenané v dostupné literatuře.

Speciální část obsahuje popis metody měření, ve kterém jsme sledovali svalovou aktivitu pomocí povrchové poly-EMG s paralelním záznamem časoprostorových charakteristik pomocí tenzometrické plošiny (FDM deska).

Podle výsledků statistického zpracování lze říci, že každý námi použitý typ obuvi ovlivnil v určité míře časoprostorové charakteristiky chůze i svalovou aktivitu v oblasti dolních končetin a trupu. Nejvíce změn v oblasti EMG aktivity svalů bylo sledováno oproti chůzi naboso při použití těžké kotníčkové obuvi s tvrdou podrážkou, měkkých botasek, a vysokých podpatků (6 - 8 cm). Vliv obuvi na svalovou aktivitu byl na hladině statistické významnosti častěji facilitační, obuv svalovou aktivitu celkově spíše zvyšovala. Z obecného hlediska byly zaznamenány největší reakce na chůzi v obuvi oproti situaci bez bot na periferii, především ve změnách průměrné EMG aktivity m. peroneus longus a m. tibialis anterior. Všechny typy testované obuvi kromě „tápek“ ovlivnily signifikantně některé časoprostorové charakteristiky chůze, nejvíce procentuální zastoupení sledovaných fází v rámci krokového cyklu. Podle našich závěrů a na základě prostudované literatury byla příčinou především hmotnost obuvi a nestabilita hlezenního kloubu a chodidla při chůzi v obuvi s podpatkem, „žabkách“ nebo „tápkách“.

9 SUMMARY

The aim of our study was to analyze facilitative or inhibitive influence of seven different types of shoes on the activity of selected trunk and lower extremities muscles during level walking in a sample of young healthy women. Walking is habitual human activity, so very small divergences, which are repeated many times a day, can be clinically significant.

General part of the diploma thesis deals with description of basic parameters of gait, of kinematics and muscle activity of trunk and lower extremities during walking and of influence of shoes on these parameters, that are recorded in available literature.

The special part of the thesis contains description of methods of measuring during which we have observed muscle activity with surface poly-EMG with simultaneous recording of temporal-spatial characteristics by forceplate (FDM desk).

According to results of the statistics it is possible to say that every tested types of shoes influenced in some way temporal-spatial characteristics of gait as well as activity of trunk and lower extremities muscles. Most changes in EMG activity were observed while walking with heavy ankle boots with hard sole, soft walking shoes and shoes with high heels (6 – 8 cm). Influence of shoes on the muscle activity, if statistically significant, was more frequently facilitative, in general shoes rather increased muscle activity. Generally we recorded most reactions to walking in shoes compared to walking barefoot on the periphery, mainly in changes in mean EMG activity of *m. peroneus longus* and *m. tibialis anterior*. All types of tested shoes except „tapky“ affected significantly some temporal-spatial characteristics of gait, mostly percentual share of observed phases within gait cycle. According to our conclusions and on the basis of studied literature cause of it was especially the weight of shoes and the instability of ankle and foot while walking in high-heels, toe post sandals and „tapky“.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- BECK, R.J., ANDRIACCHI, T.P., KUO, K.N., FERMIER, R.W., GALANTE, J.O.: Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg Am*, 63, 1452-1457, 1981.
- BENDIX, T., SORENSEN, S.S., KLAUSEN, K.: Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. *Spine*, 9 (2), 223-227, 1984.
- BIRD, A.R., BENDRUPS, A.P., PAYNE, C.B.: The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait and Posture*, 18, 81-91, 2003.
- BOURGIT, D., MILLET, G.Y., FUCHSLOCHER, J.: Influence of Shoes Increasing Dorsiflexion and Decreasing Metatarsus Flexion on Lower Limb Muscular Activity During Fitness Exercises, Walking, and Running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (3), 966-973, 2008.
- BRODKE, D.S., SKINNER, S.R., LAMOREUX, L.W., JOHANSON, M.E., ST. HELEN, R., MORAN, S.A., ASHLEY, R.K.: Effects of Ankle-Foot Orthoses on the Gait of Children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 9, 702-708, 1989.
- CHEN, Y.C., SU, F.C., HUANG, C.Y.: Effects of the shoes and insoles on gait patterns in the flatfoot. *Journal of Biomechanics*, 40 (S2), S472, 2007.
- CLARYS, J.P.: Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43 (10), 1750-1762, 2000.
- CRAIK, R.L., OATIS, C.A.: *Gait Analysis: Theory and Application*. St-Louis: Mosby, 1995.
- ČERNEKOVÁ, M., KOLÁČKOVÁ, P., KREJČIŘÍKOVÁ, M.: Vliv výšky podpatků na rozložení tlaku na chodidla. *Lékařské listy*, 4, 30, 2007.
- DE LUCA, C.J.: The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2), 135-163, 1997.
- DUFEK, J.: *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví 1995.
- FOLMAN, Y., WOSK, J., SHABAT, S., GEPSTEIN, R.: Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study. *Preventive Medicine*, 39, 351-354, 2004.
- FRANKLIN, M.E., CHENIER, T.C., BRAUNINGER, L., COOK, H., HARRIS, S.: Effect of Positive Heel Inclination on Posture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21 (2), 94-99, 1995.

- GOTTSCHALL, J.S., KRAM, R.: Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. *J Appl Physiol*, 94, 1766-1772, 2003.
- GROSS, J.M., FETTO, J., ROSEN, E.: Chůze. In: GROSS, J.M., FETTO, J., ROSEN, E. (Ed.) *Vyšetření pohybového aparátu* (pp. 551-566). Praha: Triton 2005.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M.: *Biomechanical Basis of Human Movement*. Baltimore: Williams & Wilkins 1995.
- HERMACHOVÁ, H.: Jaké boty? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 29-31, 1998.
- JANDA, V.: *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků 1982.
- JANURA, M.: *Úvod do biomechaniky pohybového systému*. [Skriptum]. Olomouc: Univerzita Palackého 2003.
- JOHANSON, M.A., COOKSEY, A., HILLIER, C., KOBEMAN, H., STAMBAUGH, A.: Heel Lifts and the Stance Phase of Gait in Subjects With Limited Ankle Dorsiflexion. *Journal of Athletic Training*, 41 (2), 159-165, 2006.
- JOSEPH, J.: The Pattern of activity of some muscles in women walking on high heels. *Rheumatology*, 9, 295-299, 1968.
- JOSEPH, J., NIGHTINGALE, A.: Electromyography of Muscles of Posture: Leg and Thigh Muscles in Women, Including the Effects of High Heels. *J Physiol*, 132, 465-468, 1956.
- KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S.: *Praktická elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví 1994.
- KERRIGAN, D.C., JOHANSSON, J.L., BRYANT, M.G., BOXER, J.A., CROCE, U.D., RILEY, P.O.: Moderate-Heeled Shoes and Knee Joint Torques Relevant to the Development and Progression of Knee Osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 871-875, 2005.
- KERRIGAN, D.C., LELAS, J.L., KARVOSKY, M.E.: Women's shoes and knee osteoarthritis. *Research Letters, The Lancet*, 357, 1097-1098, 2001.
- KERRIGAN, D.C., TODD, M.K., RILEY, P.O.: Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*, 351, 1399-1402, 1998.
- KIRTLEY, CH.: *Evolution of Bipedal Gait*. [On line] teaching – in 1999. The Hong Kong Polytechnic University. Retrieved 19. 2. 2009 from source <<http://www.univie.ac.at/cga/teach-in/evolution/>>
- KOVÁČIKOVÁ, V.: *Vývojová kineziologie*. [On line] 01.02.2000. Retrieved 18. 2. 2009 from source <www.rl-corporus.cz/kineziologie.htm>

- KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P.O., MRŮZKOVÁ, M., DUFKOVÁ, A., SUCHÝ, J.: Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 44 (1), 3-13, 2007.
- KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P.: Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 88-94, 2004.
- LATEUR, B.J., GIACONI, R.M., QUESTAD, K., KO, M., LEHMANN, J.F.: Footwear and Posture. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 70 (5), 246-253, 1991.
- LEE, K.H., MATTELIANO, A., MEDIGE, J., SMIEHOROWSKI, T.: Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lift: Therapeutic Implications. *Arch Phys Med Rehabil*, 68, 298-301, 1987.
- LEE, K.H., SHIEH, J.C., MATTELIANO, A., SMIEHOROWSKI, T.: Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lifts in Women: Therapeutic Implications. *Arch Phys Med Rehabil*, 71, 31-33, 1990.
- LEWIT, K.: Klinika funkčních poruch pohybové soustavy. In: LEWIT, K. (Ed.) *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (pp. 279-329). Praha: Sdělovací technika 2003.
- MAYER, M.: Neurorehabilitace chůze – některé metody a prostředky. *Čes. a slov. Neurol. Neurochir.*, 63/96 (6), 377-384, 2000.
- MEINDERS, M., GITTER, A., CZERNIECKI, J.M.: The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scand J Rehabil Med*, 30 (1), 39-46, 1998.
- MERRIFIELD, H.H.: Female gait patterns in shoes with different heel heights. *Ergonomics*, 14 (3), 411-417, 1971.
- MURLEY, G.S., BIRD, A.R.: The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics*, 21, 1074-1080, 2006.
- MURRAY, M.P., DROUGHT, A.B., KORY, R.C.: Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Joint Surg Am*, 46 (2), 335-360, 1964.
- MURRAY, M.P., KORY, R.C., SEPIC, S.B.: Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*, 51, 637-650, 1970.
- MURRAY, M.P., MOLLINGER, L.A., GARDNER, G.M., SEPIC, S.B.: Kinematic and EMG Patterns During Slow, Free, and Fast Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2 (3), 272-280, 1984.
- NENE, A., MAYAGOITIA, R., VELTINK, P.: Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait and Posture*, 9, 1-9, 1999.

- NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A., ZAJAC, F.E.: Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34, 1387-1398, 2001.
- NIGG, B., HINTZEN, S., FERBER, R.: Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21, 82-88, 2006.
- NURSE, M.A., HULLIGER, M., WAKELING, J.M., NIGG, B.M., STEFANYSHYN, D.J.: Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 496-506, 2005.
- OEFFINGER, D., BRAUCH, B., CRANFILL, S., HISLE, C., WYNN, C., HICKS, R., AUGSBURGER, S.: Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait and Posture*, 9, 95-100, 1999.
- OPILA, K.A., WAGNER, S.S., SCHIOWITZ, S., CHEN, J.: Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, 13 (5), 542-547, 1988.
- OPILA-CORREIA, K.A.: Kinematics of High-Heeled Gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 71, 304-309, 1990.
- PERRY, J.: *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare: Slack 1992.
- PROCHÁZKA, B.: *Biostatistika pro lékaře – principy základních metod a jejich interpretace*. Praha: Karolinum 1999.
- RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173-177, 2001.
- ROMKES, J., RUDMANN, C., BRUNNER, R.: Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21, 75-81, 2006.
- SCHMITT, D.: Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates. *The Journal of Experimental Biology*, 206, 1437-1448, 2003.
- SODERBERG, G.L., STAVE, S.A.: The effect of negative heel footwear upon postural muscle activity. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 17, 307-317, 1977.
- SUTHERLAND, D.H., OLSHEN, R., COOPER, L., WOO, S.L.: The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, 62, 336-353, 1980.
- SUTHERLAND, D.H.: An Electromyographic Study of the Plantar Flexors of the Ankle in Normal Walking on the Level. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 48 (1), 66-71, 1966.
- ŠMAHEL, Z.: Evoluce rodu Homo II. Chůze po dvou. *Živa*, 51/89 (2), 84-88, 2003.

- THORSTENSSON, A., CARLSON, H., ZOMLEFER, M.R., NILSSON, J.: Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand*, 116, 13-20, 1982.
- TOMARO, J., BURDETT, R.G.: The Effects of Foot Orthotics on the EMG Activity of Selected Leg Muscles during Gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 18 (4), 532-536, 1993.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada 2005.
- VACEK, J.: *Vysoké podpatky*. Přednáška v rámci odborné konference KRL-FNKV „Vinohradské odpoledne“, 23.5.2007.
- VANČATA, V., MALINA, M.: *Panoráma biologické a sociokulturní antropologie. Paleoantropologie – přehled fylogeneze člověka a jeho předků*. Brno: Nadace Universitas Masarykiana 2003.
- VAŘEKA, I.: Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké období a holokinetické stádium. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 74-81, 2006a.
- VAŘEKA, I.: Revize výkladu průběhu motorického vývoje – monokinetické stadium až batolecí období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 82-91, 2006b.
- VOJTA, V.: *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada 1993.
- VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Praha: Grada 1995.
- VRIES, J.I.P., VISSER, G.H.A., PRECHTL, H.F.R.: Fetal motility in the first half of pregnancy. In: PRECHTL, H.F.R. (Ed.) *Continuity of neural functions from prenatal to postnatal life* (pp. 46-64). Philadelphia, Oxford: J.B.Lippincott 1984.
- VYSKOTOVÁ, J.: *Přístrojová technika v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Ostrava: Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity v Ostravě 2006.
- WAKELING, J.M., PASCUAL, S.A., NIGG, B.M.: Altering Muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Med Sci Sports Exerc*, 34 (9), 1529-1532, 2002.
- WATERS, R.L., MORRIS, J.M.: Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat*, 111 (2), 191-199, 1972.
- ZVÁROVÁ, J.: *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Praha: Karolinum 1998.

11 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 – Věk, hmotnost, výška probandů.....	86
Příloha 2 – Umístění elektrod.....	87
Příloha 3 – Ilustrativní fotografie testovaných typů obuvi.....	88
Příloha 4 – Gait Report.....	89
Příloha 5 – Report z WinFDM.....	92
Příloha 6 – Průměrné hodnoty časoprostorových charakteristik chůze	93
Příloha 7 – Průměrná EMG aktivita u jednotlivců.....	99

12 PŘÍLOHY

PŘÍLOHA 1 – Věk, hmotnost, výška probandů

Tabulka 12.1 Věk, hmotnost, výška probandů

proband	věk (rok)	hmotnost (kg)	výška (cm)
1	22	56	168
2	24	60	162
3	24	64	176
4	23	54	175
5	23	64	166
6	19	49	163
7	33	55	166
8	25	57	164
9	28	54	164
10	24	54	161
11	19	50	164
12	24	60	168
13	26	54	168
14	24	56	162
15	24	57	167
16	21	52	159
17	25	60	160
18	24	67	159
průměr	24	56,833333	165,11111
medián	24	56	164
SD	3,0550505	4,7404876	4,6653437

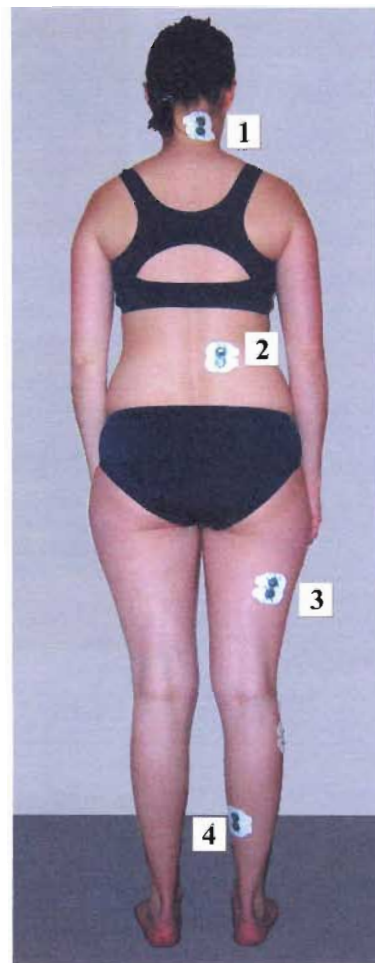
PŘÍLOHA 2 – Umístění elektrod



Obrázek 12.1 Viditelné umístění elektrod pro snímání EMG aktivity RA (1), VM (2) a TA (3)



Obrázek 12.2 Viditelné umístění elektrod pro snímání EMG aktivity PL (1), zemnicí elektroda na *caput fibulae* (2)



Obrázek 12.3 Viditelné umístění elektrod pro snímání EMG aktivity extenzorů Cp (1), PV Th/L přechodu (2), BF – *caput longum* (3), a SOL – mediální části (4)

PŘÍLOHA 3 – Ilustrativní fotografie testovaných typů obuvi



Obrázek 12.4 Obuv – „žabky“



Obrázek 12.5 Obuv – „řapky“



Obrázek 12.6 Těžká kotníčková obuv s tvrdou podrážkou („pohorky“)



Obrázek 12.7 Měkké botasky



Obrázek 12.8 Pantofle s volnou patou



Obrázek 12.9 Nízké podpatky (3-5,5 cm), zde 3,5 cm



Obrázek 12.10 Vysoké podpatky (6-8 cm), zde 7 cm

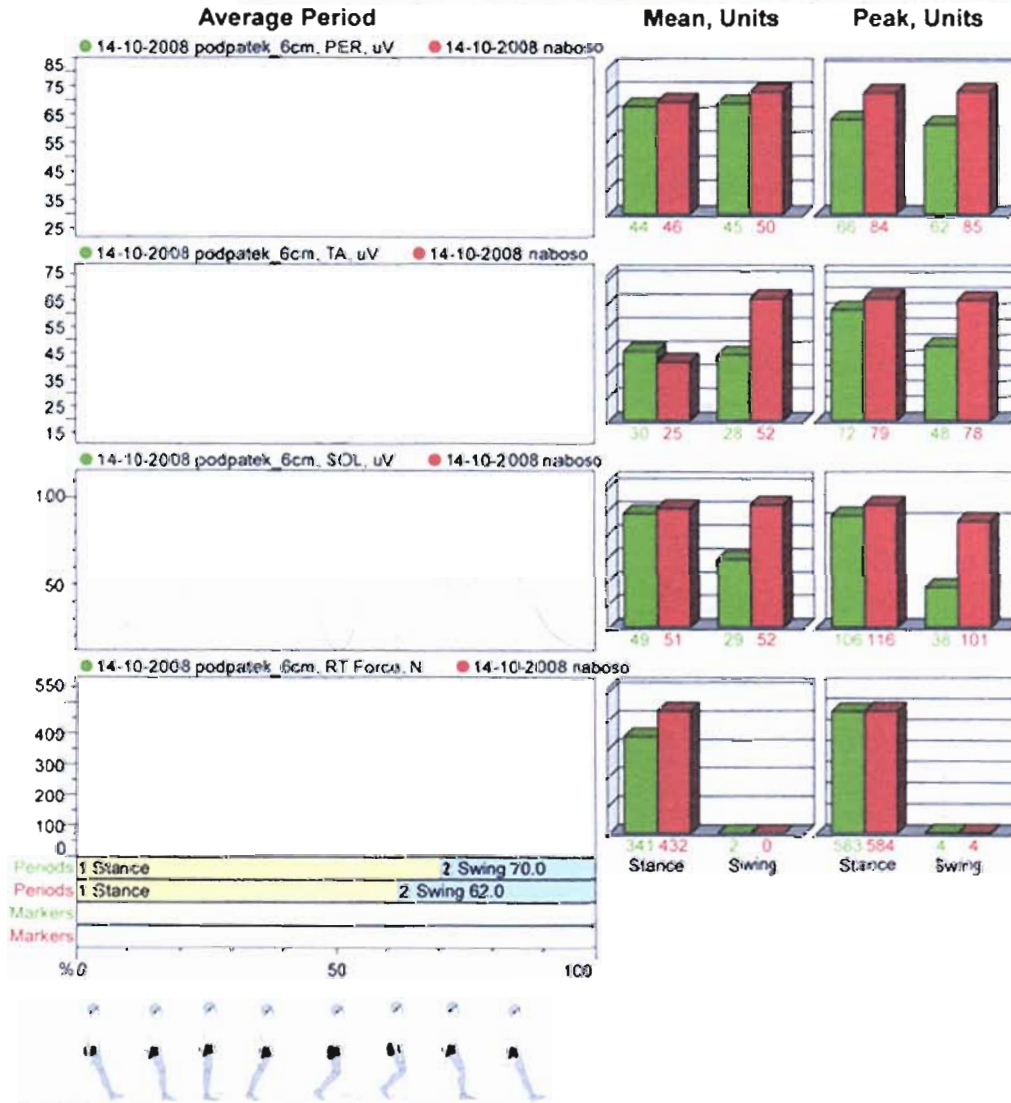
PŘÍLOHA 4 – Gait Report

Noraxon Gait Report



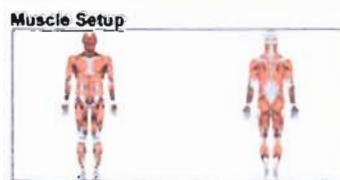
Subject	
First Name	Proband 11
Last Name	
Date of birth	1.1.2000
Diagnosis	

Record	
Name	14-10-2008 podpatek 6cm
Record type	Imported
Date Measured	14.10.2008
Number of periods	1



Subject Comments
164 cm, 50 kg

Record Comments



Pozn. Datum narození smyšlené (skutečný věk – 19 let)

Noraxon Gait Report



Subject

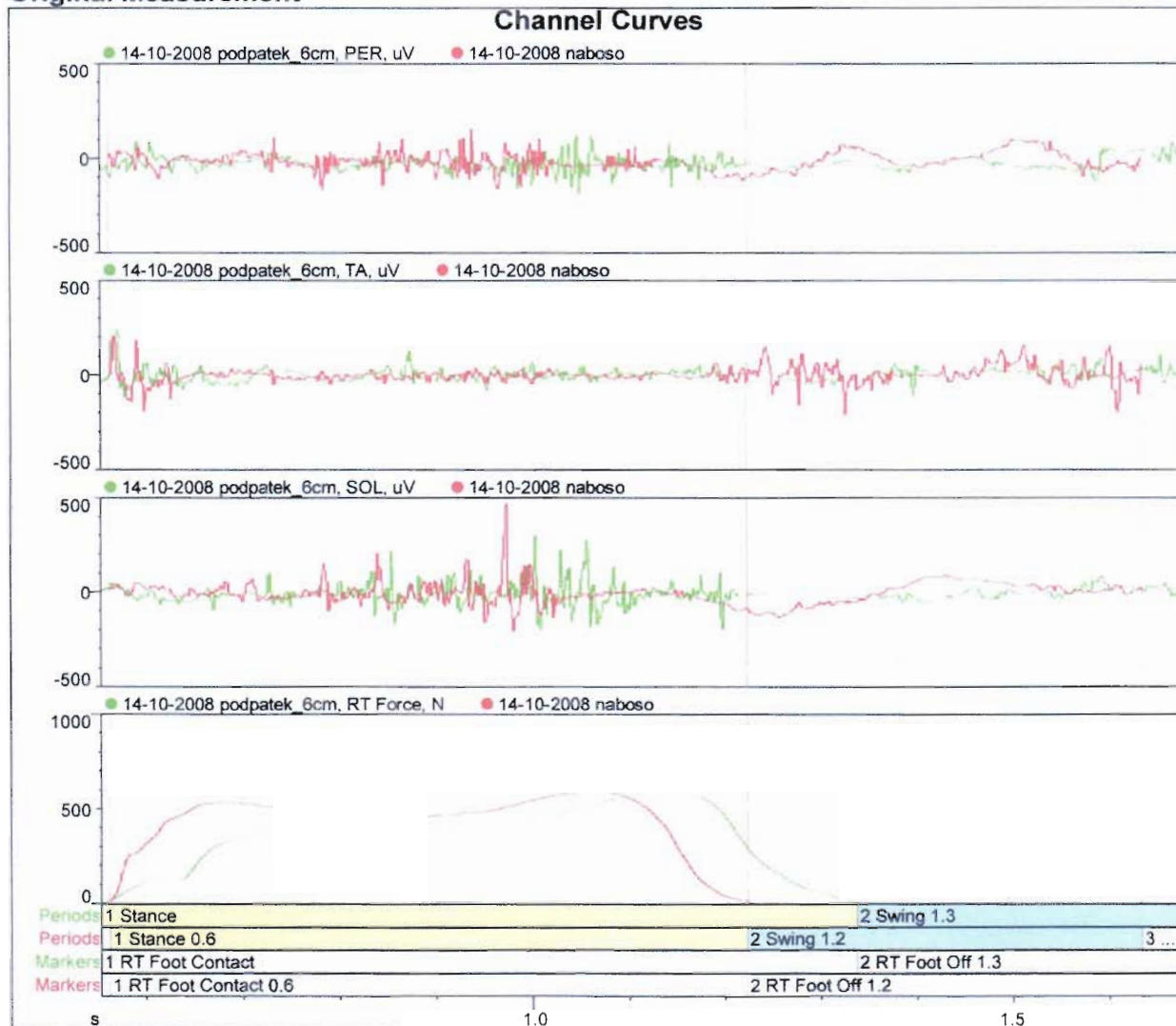
First Name Proband 11
 Last Name
 Date of birth 1.1.2000
 Diagnosis

Record

Name 14-10-2008 podpatek_6cm
 Record type Imported
 Date Measured 14.10.2008
 Number of periods 1



Original Measurement



Statistics for the Processed Measurement

Channel	Mean, Units	Peak, Units
14-10-2008 podpatek_6cm PER uV	44	68
14-10-2008 naboso	47	86
14-10-2008 podpatek_6cm TA uV	29	72
14-10-2008 naboso	36	80

Comments to Write on Printout

Noraxon Gait Report



Subject

Record



Statistics for the Processed Measurement













Channel	Mean, Units	Peak, Units
14-10-2008 podpatek_6cm, SOL, uV	43	108
14-10-2008 naboso	52	118
14-10-2008 podpatek_6cm, RT Force, N	239	585
14-10-2008 naboso	268	585

Comments to Write on Printout

PŘÍLOHA 5 – Report z WinFDM

Patient: Proband 11	Zebnis Gait Report	Date of meas: 14.10.2008
---------------------	--------------------	--------------------------

Parameter Table

	left	right	
Step time, sec	0.56	0.55	
Swing time, %	36.94	36.49	
Stance time, %	63.06	63.51	
Load response, %	13.51	13.51	
Pre-swing, %	13.51	13.51	
Single support, %	36.04	36.49	
Step length, cm	56	56	
Normalized	-	-	
Stride length, cm	111		
Normalized	-		
Stride time, sec	1.11		
Cadence, st/min	55		
Velocity, cm/sec	101		
Normalized, 1/sec	-		
Variability of velocity, %	0.01		
Leg length, cm	-		

PŘÍLOHA 6 – Průměrné hodnoty časoprostorových charakteristik chůze

Tabulka 12.2 Průměrné hodnoty ze tří naměřených hodnot časoprostorových charakteristik chůze každého jedince u jednotlivých typů obuvi

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Délka KC (cm)								
1	128,000	127,667		131,000	128,000	126,333		123,667
2	113,667	120,667	107,667	126,667	119,000		124,333	110,000
3	133,333	144,333	123,667		140,000	151,000	144,333	145,000
4	130,333	134,333	124,333	130,000	129,667			126,667
5	140,000	134,667	128,333		133,000		126,667	139,333
6	121,667	129,333	121,333	123,333	125,333	128,333	128,667	118,000
7	126,667	127,000	122,333	132,667		134,000	128,333	129,000
8	112,333	113,333	110,000	124,667	122,667		126,333	
9	123,333	130,000	130,667	136,667	141,667	127,333	137,667	
10	135,667	133,667	135,333	135,333	140,667	138,667	139,000	128,000
11	109,000	112,333	115,333	116,667	122,000	123,000	113,000	114,000
12	119,667	129,333	120,333	135,667	137,667	135,667		122,333
13	128,000	133,000	129,333	140,333	137,667	129,667	138,667	133,000
14	136,333	124,333	109,000	138,000	139,333		116,333	114,667
15	126,333	133,667	130,000	151,000		135,333	132,667	130,333
16	113,667	111,000	111,333	126,000	126,667	126,667	127,000	123,333
17	121,000	141,000		148,500	152,000		136,000	136,500
18	123,000	120,000		120,333	128,333	121,333	119,667	
Délka kroku pravé DK (cm)								
1	65,333	63,000		65,667	63,667	61,333		61,000
2	56,333	63,667	55,000	66,333	60,000		65,000	62,667
3	74,333	75,667	72,000		73,000	77,333	69,333	75,000
4	64,000	67,333	62,000	72,333	68,000			65,333
5	71,333	65,000	64,333		68,000		63,667	69,667
6	61,000	64,667	60,333	59,333	62,667	63,000	66,667	58,333
7	63,667	64,667	62,000	64,333		65,000	63,333	64,667
8	58,667	58,333	54,333	63,333	61,667		64,333	
9	61,333	66,667	65,667	68,667	71,333	64,667	69,000	
10	68,000	66,667	66,667	68,000	70,000	69,000	69,333	61,667
11	57,333	56,000	58,000	62,000	61,000	61,667	56,333	58,000
12	59,333	63,667	62,333	64,667	68,333	67,000		64,000
13	64,333	69,667	65,333	67,667	70,000	70,667	71,667	69,667
14	66,000	61,000	55,333	67,333	68,333		58,667	64,000
15	71,000	68,000	70,000	75,667		71,000	73,333	70,000
16	57,333	59,000	56,333	64,333	66,000	66,333	68,000	62,333
17	59,500	70,000		74,500	76,500		67,500	69,000
18	61,333	60,667		60,333	63,333	60,667	61,333	

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Časový interval KC (s)								
1	1,040	1,030		0,983	1,007	1,043		1,077
2	1,077	1,047	1,093	1,000	0,993		1,000	1,030
3	0,960	1,070	1,077		0,943	1,057	0,913	1,100
4	1,013	1,000	0,973	0,997	0,990			1,013
5	1,190	1,093	1,127		1,157		1,190	1,183
6	1,143	1,090	1,123	1,077	1,063	1,107	1,103	1,077
7	1,150	1,173	1,173	1,177		1,183	1,173	1,197
8	1,073	1,113	1,067	1,097	1,077		1,100	
9	1,063	1,090	1,070	1,043	1,097	1,060	1,073	
10	1,237	1,307	1,253	1,267	1,257	1,283	1,253	1,253
11	1,077	1,147	1,107	1,117	1,137	1,157	1,090	1,130
12	1,110	1,123	1,087	1,153	1,147	1,130		1,150
13	0,977	1,097	1,077	1,023	1,040	0,983	1,063	1,057
14	1,083	1,053	1,067	1,077	1,087		1,027	1,023
15	0,977	1,027	1,023	1,087		1,020	1,017	1,033
16	1,150	1,187	1,113	1,103	1,100	1,093	1,123	1,167
17	1,030	1,170		1,200	1,175		0,965	1,050
18	1,040	1,037		1,027	1,027	1,040		
Časový interval kroku pravé DK (s)								
1	0,507	0,520		0,463	0,487	0,517		0,537
2	0,527	0,547	0,557	0,530	0,470		0,510	0,540
3	0,537	0,537	0,553		0,480	0,533	0,417	0,557
4	0,513	0,510	0,503	0,520	0,503			0,513
5	0,597	0,540	0,547		0,560		0,567	0,573
6	0,583	0,540	0,557	0,547	0,537	0,550	0,560	0,527
7	0,560	0,587	0,577	0,580		0,580	0,580	0,593
8	0,537	0,540	0,540	0,537	0,537		0,540	
9	0,520	0,533	0,530	0,500	0,547	0,503	0,523	
10	0,623	0,673	0,627	0,643	0,630	0,643	0,627	0,617
11	0,553	0,550	0,557	0,583	0,560	0,570	0,540	0,553
12	0,557	0,550	0,560	0,560	0,563	0,570		0,610
13	0,487	0,560	0,523	0,493	0,523	0,507	0,537	0,540
14	0,537	0,517	0,537	0,527	0,547		0,520	0,523
15	0,493	0,503	0,513	0,537		0,517	0,513	0,530
16	0,570	0,593	0,523	0,557	0,563	0,557	0,577	0,577
17	0,500	0,600		0,605	0,585		0,475	0,560
18	0,517	0,540		0,513	0,510	0,523		

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Fáze jednoduché opory pravé DK (% KC)								
1	36,980	37,187		39,153	38,640	36,763		33,913
2	37,633	34,967	36,803	34,723	37,103		33,947	31,047
3	30,857	37,917	36,823		35,453	37,747	39,037	37,910
4	37,947	38,237	37,400	33,563	36,230			35,480
5	36,247	36,220	38,363		36,373		35,920	36,297
6	35,900	35,970	35,917	36,683	34,737	34,387	31,857	36,263
7	39,207	35,520	38,937	38,727		37,007	36,087	31,010
8	36,763	36,423	35,500	35,283	35,200		36,173	
9	38,047	37,240	39,433	40,593	38,723	39,370	37,227	
10	37,557	35,017	38,480	36,963	36,723	35,853	36,007	35,177
11	34,487	34,887	36,997	32,970	36,970	34,397	35,450	27,930
12	37,587	40,430	36,597	38,173	36,630	36,547		33,013
13	38,043	35,463	41,460	39,740	37,197	33,250	36,697	33,943
14	39,697	38,037	35,690	39,660	35,383		35,970	30,893
15	39,387	38,597	40,207	39,077		38,857	35,790	33,633
16	36,997	30,537	38,907	38,170	34,027	35,350	33,583	32,957
17	39,030	35,270		37,990	38,670		36,180	30,510
18	35,800	34,660		34,280	34,800	36,273		
Kadence (kroky/min)								
1	58,667	59,333		66,333	62,667	59,667		56,667
2	55,667	58,667	55,333	66,667	60,333		62,000	61,000
3	77,000	58,333	59,333		67,000	58,667	64,333	55,333
4	60,000	61,000	63,000	65,000	64,000			62,000
5	50,667	52,000	54,333		54,333		51,667	51,667
6	53,667	56,667	53,667	58,333	58,333	56,000	57,000	56,333
7	53,000	51,333	51,667	51,333		51,333	53,000	51,000
8	56,333	54,667	56,667	55,667	56,000		55,000	
9	58,333	57,000	57,333	61,333	56,667	58,000	57,000	
10	49,333	47,000	48,667	48,000	48,667	48,000	48,667	50,333
11	58,667	54,000	55,000	58,333	53,000	52,333	56,667	53,333
12	55,667	55,000	59,000	53,333	53,333	53,667		54,667
13	63,000	56,000	56,667	58,667	58,333	65,667	57,333	59,000
14	56,000	58,333	58,000	56,667	56,000		60,333	60,667
15	63,333	60,667	59,333	56,333		60,667	61,667	60,333
16	53,333	52,000	57,667	56,333	56,333	56,000	55,667	51,333
17	60,000	52,000		51,000	53,000		68,500	55,000
18	58,333	57,667		60,333	59,333	58,000	60,000	

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Předšvihová fáze pravé DK (% KC)								
1	13,823	12,983		13,330	12,957	13,470		16,677
2	12,713	14,057	12,897	13,043	15,493		14,713	16,917
3	13,027	11,540	11,790		13,480	11,360	16,623	12,490
4	11,563	12,013	10,973	14,767	12,527			12,937
5	13,707	13,177	11,870		13,600		19,307	15,257
6	13,403	14,743	14,010	14,917	13,520	16,303	17,947	15,757
7	11,167	15,927	11,987	11,343		13,280	15,107	16,373
8	12,757	14,627	13,377	14,930	14,247		15,810	
9	12,547	14,077	9,707	11,827	12,137	11,013	12,767	
10	12,927	14,573	12,207	12,917	13,267	14,343	14,677	17,153
11	13,987	16,350	12,690	15,957	12,953	15,890	14,420	26,860
12	13,547	12,490	12,660	11,320	13,950	13,010		17,703
13	11,627	14,610	10,260	12,707	11,583	15,660	12,910	15,160
14	10,770	10,810	13,763	10,577	13,230		13,383	16,013
15	10,617	11,093	10,777	10,157		11,473	13,143	15,213
16	12,503	18,663	14,163	12,737	14,083	12,850	15,810	17,187
17	12,665	14,215		12,185	12,015		16,115	31,125
18	13,480	15,577		14,987	14,633	13,480		
Fáze reakce na zatížení pravé DK (% KC)								
1	14,467	12,330		13,980	12,973	12,840		16,147
2	13,940	12,783	12,913	12,410	15,737		14,713	15,933
3	12,357	11,837	11,170		13,817	11,710	15,843	11,570
4	11,213	11,010	10,987	14,097	12,527			13,233
5	13,777	14,460	13,010		15,003		16,550	15,257
6	13,097	14,433	14,300	14,603	14,760	16,003	16,980	14,560
7	12,023	14,467	11,717	11,917		13,840	14,497	19,417
8	12,300	14,897	14,197	15,827	14,547		15,500	
9	12,863	13,773	11,267	11,493	11,557	13,173	14,020	
10	11,833	13,317	11,397	12,103	13,020	13,837	13,873	15,517
11	13,967	17,477	12,690	13,973	14,137	16,467	15,033	17,720
12	12,330	11,000	11,740	13,350	14,227	12,997		14,283
13	12,317	12,783	9,930	12,063	12,527	13,980	12,603	14,853
14	10,763	13,033	13,453	11,187	12,307		13,393	17,963
15	10,270	12,730	9,147	11,383		10,477	14,130	14,550
16	13,660	18,667	14,547	11,527	15,300	13,763	14,917	17,453
17	12,695	13,300		11,805	11,750		15,070	15,800
18	14,763	13,997		15,660	15,603	13,483		

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Rychlost chůze (m/s)								
1	1,24700	1,26000		1,43333	1,33333	1,25333		1,17000
2	1,05700	1,18000	0,99333	1,39000	1,19333		1,28667	1,12333
3	1,70300	1,40333	1,22000		1,54333	1,47333	1,51000	1,33000
4	1,31300	1,37333	1,30333	1,40333	1,38333			1,30333
5	1,18300	1,16000	1,16667		1,20000		1,09333	1,19667
6	1,09300	1,22000	1,08333	1,19333	1,21667	1,20000	1,21333	1,10333
7	1,11000	1,08000	1,05667	1,14000		1,15000	1,13667	1,08667
8	1,05300	1,04000	1,04333	1,15000	1,14667		1,15333	
9	1,19000	1,23000	1,24667	1,38667	1,33667	1,22667	1,30000	
10	1,10700	1,04667	1,09000	1,07667	1,13667	1,10000	1,12333	1,02000
11	1,05300	1,01333	1,05000	1,13000	1,07333	1,06667	1,07000	1,01333
12	1,10700	1,18333	1,17667	1,20667	1,22667	1,22000		1,11000
13	1,34000	1,23667	1,21333	1,36333	1,33333	1,41333	1,32000	1,30667
14	1,27000	1,20333	1,05667	1,30333	1,29667		1,16667	1,15667
15	1,34000	1,35667	1,28667	1,41333		1,37000	1,36333	1,31000
16	1,01000	0,96333	1,05333	1,17667	1,19333	1,18000	1,17667	1,05667
17	1,21500	1,21500		1,27000	1,34000		1,53000	1,25000
18	1,19700	1,14667		1,21000	1,27000	1,17667	1,18667	
Stojná fáze pravé DK (% KC)								
1	65,273	62,980		66,463	64,577	63,987		66,733
2	64,283	65,033	62,613	60,173	68,333		63,370	63,890
3	56,247	62,083	60,103		62,753	60,813	71,500	61,970
4	60,723	62,097	59,363	62,420	61,283			61,887
5	63,727	63,780	63,243		64,973		71,770	66,810
6	62,403	64,187	64,227	66,203	63,027	66,693	66,783	66,580
7	62,393	64,480	62,640	61,983		64,130	65,693	66,800
8	62,820	63,573	63,070	66,043	63,987		67,473	
9	63,453	62,920	60,407	63,917	62,420	63,560	64,017	
10	62,317	63,820	62,087	62,237	63,007	64,033	64,557	67,843
11	62,443	65,127	62,380	62,897	64,067	66,757	64,900	72,513
12	63,470	60,030	60,997	62,843	64,800	62,557		64,997
13	61,987	63,773	61,647	64,510	61,307	62,893	62,210	63,957
14	61,233	62,123	62,903	61,420	62,917		62,743	64,870
15	60,273	61,560	60,133	60,617		60,807	63,060	63,083
16	63,157	67,860	67,613	62,433	63,417	61,967	64,313	67,747
17	64,385	64,730		61,985	62,430		67,360	77,440
18	64,043	65,340		64,933	65,043	63,240		

podmínka proband	bosa	obuv - "žabky"	obuv - "čapky"	pohorky	měkké botasky	pantofle	nízké podpatky	vysoké podpatky
Švihová fáze pravé DK (% KC)								
1	34,727	37,503		33,537	35,423	36,013		33,267
2	35,717	38,187	37,387	39,827	31,667		36,630	36,110
3	43,753	38,703	39,897		37,247	39,187	28,500	38,030
4	39,277	38,737	40,637	37,580	38,717			38,353
5	36,273	36,147	36,757		35,027		28,230	33,190
6	37,597	34,857	35,773	33,797	36,973	33,307	33,217	33,420
7	37,607	34,087	37,360	38,017		35,870	34,307	33,200
8	37,180	34,373	36,930	33,957	36,013		32,527	
9	36,547	34,910	39,593	36,083	37,580	36,440	35,983	
10	37,683	37,097	37,913	37,763	36,993	35,967	35,443	32,157
11	37,557	31,283	37,620	37,103	35,933	33,243	35,100	27,487
12	36,530	36,070	39,003	37,157	35,200	37,443		35,003
13	38,013	37,140	38,353	35,490	38,693	37,107	37,790	36,043
14	38,767	38,113	37,097	38,580	37,083		37,257	35,130
15	39,727	37,580	39,867	39,383		39,193	36,940	36,917
16	36,843	32,140	32,387	37,567	36,583	38,033	35,687	32,403
17	35,615	37,215		38,015	37,570		32,640	22,560
18	35,957	35,767		35,067	34,957	36,760		

PŘÍLOHA 7 – Průměrná EMG aktivita u jednotlivců

Tabulka 12.3 Průměrná EMG aktivita TA v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband podmínka	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
KC																		
bosa	56	47	42	67	51	46	107	43	44	55	36	70	41	96	55	41	86	79
obuv - "žabky"	69	69	67	61	98	90	75	41	53	53	46	79	46	119	60	65	89	132
obuv - "t'apky"		63	37	58	71	61	64	45	52	45	42	82	41	87	54	101		
"pohorky"	72	65		47			83	48	53	57	49	78	59	98	64	62	91	103
měkké botasky	60	54	55	52	78	66		38	42	57	39	74	65	84		54	80	124
pantofle	73		59			87	104		47	80	53	105	53		69	95		159
nízké podpatky		58	43		93	69	60	44	52	59	36		58	96	71	82	129	107
vysoké podpatky	61	54	47	51	75	58	79			54	29	73	42	84	69	159	148	
Stojná fáze																		
bosa	45	28	37	38	44	35	107	38	32	45	25	57	24	74	50	29	58	80
obuv - "žabky"	50	55	60	37	92	62	68	33	51	54	37	59	36	122	58	61	59	96
obuv - "t'apky"		47	35	54	74	53	58	40	43	32	29	68	27	79	39	107		
"pohorky"	68	54		43			102	49	39	49	40	73	52	83	60	46	67	115
měkké botasky	48	45	56	31	85	53		33	33	52	31	73	73	82		51	58	123
pantofle	58		56			67	80		37	59	57	95	36		58	81		148
nízké podpatky		49	36		94	63	53	44	52	58	32		57	85	68	77	134	124
vysoké podpatky	64	56	46	54	80	53	93			55	30	68	33	105	71	198	171	
Švihová fáze																		
bosa	76	82	50	109	64	66	106	52	67	70	52	92	68	127	63	61	134	79
obuv - "žabky"	98	94	78	99	106	138	88	56	55	53	61	110	64	116	80	73	140	186
obuv - "t'apky"		92	40	65	66	74	73	56	67	66	62	106	64	101	75	89		
"pohorky"	79	86		53			49	45	72	70	66	86	69	123	71	87	133	83
měkké botasky	81	73	52	88	67	88		46	58	65	51	75	52	88		62	117	127
pantofle	95		63			124	148		62	115	47	122	80		87	118		177
nízké podpatky		72	55		90	80	74	43	51	61	43		58	118	77	92	122	72
vysoké podpatky	55	50	49	47	65	69	54			52	28	83	56	48	67	80	105	

Tabulka 12.4 Průměrná EMG aktivita PL v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	74	48	42	65	92	51	39	38	42	39	47	49	29	58	168	58	84	54
obuv - "žabky"	73	72	38	125	162	61	64	39	54	40	37	57	32	71	181	98	91	59
obuv - "čapky"		53	43	117	180	51	87	50	42	41	50	69	32	56	162	62		
"pohorky"	154	72		149			57	45	40	60	48	82	45	90	429	131	67	90
měkké botasky	92	40	41	131	158	69		45	33	52	41	70	78	95		56	64	81
pantofle	83		65			57	108		46	43	44	57	36		197	103		76
nízké podpatky		50	62		132	75	88	43	50	55	47		42	77	88	103	83	67
vysoké podpatky	93	45	54	171	157	88	132			60	44	100	55	123	62	118	96	
Stojná fáze																		
bosa	83	61	54	55	107	61	50	35	36	51	46	58	35	65	249	64	101	54
obuv - "žabky"	85	91	43	123	154	50	59	38	51	55	41	67	36	85	235	94	104	51
obuv - "čapky"		61	53	99	153	65	95	42	47	56	53	78	37	55	197	46		
"pohorky"	139	80		160			67	54	39	74	50	72	59	77	635	138	71	102
měkké botasky	94	50	52	112	149	76		54	40	62	43	59	112	83		58	67	74
pantofle	96		66			59	89		52	57	48	55	41		295	80		66
nízké podpatky		60	75		136	84	93	45	56	69	52		55	80	104	105	98	71
vysoké podpatky	114	55	70	130	164	105	144			71	44	112	70	129	73	127	116	
Švihová fáze																		
bosa	57	24	23	79	67	33	20	43	52	22	50	34	19	46	42	46	53	54
obuv - "žabky"	55	40	31	128	173	79	73	41	60	15	30	41	25	50	60	106	70	71
obuv - "čapky"		39	24	143	225	28	75	40	34	16	45	55	23	59	113	89		
"pohorky"	178	58		131			39	28	41	38	45	100	20	112	105	118	61	70
měkké botasky	89	19	22	164	173	56		30	21	36	39	90	25	115		53	58	93
pantofle	64		63			55	143		37	18	39	59	29		36	140		91
nízké podpatky		31	40		125	59	77	40	41	32	37		21	71	61	101	58	61
vysoké podpatky	55	26	30	242	143	56	109			39	45	78	27	113	43	100	58	

Tabulka 12.5 Průměrná EMG aktivita SOL v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	53	58	39	51	232	85	139	56	37	58	52	92	75	78	73	47	46	53
obuv - "žabky"	74	55	43	64	249	66	103	50	35	50	39	108	62	83	92	79	59	40
obuv - "čapky"		54	42	50	215	64	94	61	38	58	69	83	62	71	71	64		
"pohorky"	85	64		52			104	81	53	57	51	97	142	74	138	57	51	55
měkké botasky	73	53	43	59	196	70		72	41	67	54	82	69	86		55	53	50
pantofle	101		51			61	132		35	66	63	111	69		75	91		49
nízké podpatky		51	50		280	100	116	60	46	56	45		87	77	83	71	64	51
vysoké podpatky	103	45	52	56	236	114	136			66	43	108	107	67	103	111	72	
Stojná fáze																		
bosa	66	79	50	71	193	106	185	68	49	80	51	131	91	112	88	53	54	54
obuv - "žabky"	89	67	51	91	246	87	133	59	45	62	44	154	62	116	75	70	72	49
obuv - "čapky"		61	56	69	187	78	137	80	53	81	63	109	70	91	72	72		
"pohorky"	103	74		66			149	88	44	70	48	127	127	105	116	60	62	57
měkké botasky	91	67	54	79	186	91		87	52	91	59	112	77	107		69	62	62
pantofle	120		61			76	172		43	73	73	144	66		77	90		55
nízké podpatky		61	62		242	125	147	72	55	74	51		92	93	93	73	80	55
vysoké podpatky	117	56	66	73	223	147	173			81	49	131	92	54	127	124	88	
Švihová fáze																		
bosa	28	21	21	20	300	47	63	36	14	26	52	30	50	31	49	37	33	52
obuv - "žabky"	51	37	30	23	254	30	46	33	19	28	30	37	62	35	65	97	37	28
obuv - "čapky"		42	17	22	263	38	23	45	16	20	80	40	49	39	71	50		
"pohorky"	56	46		28			25	69	17	35	58	46	168	25	172	53	34	52
měkké botasky	39	23	23	24	212	34		46	23	27	47	29	57	53		28	38	28
pantofle	71		38			32	59		19	52	45	55	72		72	94		38
nízké podpatky		33	29		358	52	58	35	31	24	36		78	46	64	67	36	45
vysoké podpatky	78	25	30	26	260	50	67			37	29	61	133	89	65	83	40	

Tabulka 12.6 Průměrná EMG aktivita VM v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	67	71	25	48	68	77	66	62	69	93	70	88	33	148	61	32	55	35
obuv - "žabky"	87	89	161	31	60	71	34	51	74	93	25	132	43	105	69	28	43	32
obuv - "t'apky"		41	87	23	73	76	37	52	129	110	32	95	30	94	59	24		
"pohorky"	81	45		26			44	69	98	48	52	59	37	169	61	29	50	39
měkké botasky	82	43	59	26	70	84		55	50	49	34	63	33	122		32	49	40
pantofle	69		132			62	57		79	40	54	103	54		56	27		45
nízké podpatky		56	100		89	120	50	42	109	84	46		47	49	82	28	64	33
vysoké podpatky	52	87	124	33	83	117	46			88	28	75	57	138	85	50	111	
Stojná fáze																		
bosa	57	55	23	38	68	65	56	48	56	112	64	75	27	136	62	36	52	36
obuv - "žabky"	85	57	118	32	53	58	33	46	57	117	20	142	44	73	63	31	44	42
obuv - "t'apky"		53	56	22	70	75	37	63	117	146	24	45	31	90	54	24		
"pohorky"	75	39		22			34	83	123	65	41	68	41	150	53	36	49	41
měkké botasky	67	41	52	28	68	64		43	45	66	26	66	33	128		36	52	48
pantofle	61		99			52	45		63	45	36	90	51		53	31		59
nízké podpatky		40	103		95	105	38	28	68	112	38		48	39	84	32	77	38
vysoké podpatky	59	69	69	32	68	125	47			105	25	87	58	116	99	57	131	
Švihová fáze																		
bosa	83	100	27	63	70	95	83	87	89	63	80	109	43	167	61	25	59	34
obuv - "žabky"	89	146	227	29	71	94	36	60	102	53	34	115	41	156	80	24	42	18
obuv - "t'apky"		22	139	25	77	78	38	77	147	53	47	94	27	100	66	24		
"pohorky"	90	56		33			60	41	58	23	73	44	31	201	67	19	52	35
měkké botasky	108	47	71	24	71	118		75	58	22	47	58	34	111		25	43	23
pantofle	82		186			78	79		104	30	89	126	59		59	20		23
nízké podpatky		86	94		76	149	71	72	186	31	61		44	67	76	21	43	25
vysoké podpatky	40	122	216	33	112	102	43			54	34	52	57	180	59	32	73	

Tabulka 12.7 Průměrná EMG aktivita BF v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	45	27	25	34	42	45	35	19	31	37	74	52	33	30	22	31	26	19
obuv - "žabky"	54	26	29	48	34	51	39	31	98	31	49	61	41	44	23	25	27	22
obuv - "čapky"		18	27	23	36	35	34	31	86	32	64	41	33	31	28	24		
"pohorky"	56	23		38			45	21	37	27	98	38	43	40	149	31	28	22
měkké botasky	62	28	46	31	42	54		17	41	24	78	56	51	45		24	36	18
pantofle	50		19			47	32		44	30	82	44	45		30	20		28
nízké podpatky		25	70		44	54	28	22	70	31	74		56	39	20	24	31	24
vysoké podpatky	51	23	24	34	39	48	32			31	44	35	53	44	33	20	32	
Stojná fáze																		
bosa	43	21	24	29	33	30	33	12	26	32	56	43	29	21	13	24	26	17
obuv - "žabky"	50	22	22	25	25	28	46	23	105	29	40	46	33	28	16	21	28	20
obuv - "čapky"		13	25	16	29	24	38	30	84	26	45	34	26	22	22	18		
"pohorky"	50	18		35			51	26	37	23	83	29	30	28	176	26	26	23
měkké botasky	59	18	32	18	28	27		15	41	22	69	51	31	31		23	38	17
pantofle	38		13			36	36		25	28	61	29	35		13	15		30
nízké podpatky		20	56		45	40	27	20	66	29	64		37	29	12	18	19	21
vysoké podpatky	44	20	21	27	34	37	34			31	41	33	44	36	30	16	29	
Švihová fáze																		
bosa	48	38	26	43	57	68	38	32	40	45	107	68	40	45	39	43	26	22
obuv - "žabky"	61	33	39	87	49	89	27	45	86	36	65	87	53	71	35	31	25	25
obuv - "čapky"		24	31	34	49	55	27	34	89	43	95	54	42	45	39	33		
"pohorky"	66	33		44			34	11	38	34	127	53	63	60	127	38	31	20
měkké botasky	68	45	71	52	56	99		21	40	28	95	67	84	67		27	31	20
pantofle	69		29			68	25		75	33	121	68	64		59	27		24
nízké podpatky		35	95		42	79	28	26	79	35	92		90	56	36	34	50	30
vysoké podpatky	63	28	29	46	49	70	30			32	48	39	69	58	39	29	38	

Tabulka 12.8 Průměrná EMG aktivita extenzorů Cp v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	12	24	19	27	15	12	15	18	23	26	19	12	13	30	16	24		12
obuv - "žabky"	12	20	225	29	27	22	16	19	25	64	17	21	16	29	21	26		11
obuv - "t'apky"		39	18	25	25	22	14	23	33	23	19	20	15	28	21	29		
"pohorky"	10	50		74			13	31	19	27	21	23	31	32	19	22		13
měkké botasky	4	80	56	40	52	17		22	18	22	24	19	22	27		19		12
pantofle	13		17			21	15		146	24	17	21	19		14	29		12
nízké podpatky		44	306		28	13	15	32	30	25	18		24	28	19	18		14
vysoké podpatky	15	39	26	28	21	23	16			28	20	19	58	27	20	23		
Stojná fáze																		
bosa	12	27	17	26	14	12	15	18	22	29	20	12	15	26	17	23		13
obuv - "žabky"	12	21	303	24	28	25	16	20	27	84	17	20	18	27	17	27		11
obuv - "t'apky"		33	19	26	18	23	14	22	32	23	22	20	16	30	25	30		
"pohorky"	10	65		88			11	33	18	31	22	21	34	33	22	23		14
měkké botasky	4	88	66	41	69	17		23	18	23	18	19	23	28		18		12
pantofle	14		16			24	16		165	24	16	22	20		14	34		13
nízké podpatky		49	359		28	14	16	33	34	24	19		29	29	22	16		14
vysoké podpatky	18	32	23	29	17	25	17			31	21	21	30	27	23	25		
Švihová fáze																		
bosa	10	20	23	28	16	12	15	17	26	22	17	12	10	36	14	26		11
obuv - "žabky"	12	19	84	38	23	17	14	16	21	30	17	23	12	32	25	25		9
obuv - "t'apky"		48	16	23	37	20	15	24	35	22	14	20	14	26	15	28		
"pohorky"	9	26		53			15	29	21	20	18	26	25	31	15	20		11
měkké botasky	3	66	40	38	19	17		20	18	21	34	19	19	25		22		11
pantofle	11		19			16	14		119	24	20	19	18		15	22		11
nízké podpatky		33	207		29	12	14	29	22	27	16		16	27	14	21		13
vysoké podpatky	10	52	33	28	29	19	14			33	18	15	16	27	15	20		

Tabulka 12.9 Průměrná EMG aktivita paravertebrálních svalů v Th/L přechodu v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
podmínka																		
KC																		
bosa	32	22	20	34	26	27	18	20	19	18	40	19	17	43	27	21		155
obuv - "žabky"	22	17	23	37	50	26	21	23	28	16	33	24	15	26	40	39		209
obuv - "t'apky"		17	27	41	26	36	21	25	23	23	52	21	17	25	23	35		
"pohorky"	27	27		113			30	22	29	20	64	30	17	45	28	31		66
měkké botasky	28	29	31	29	29	68		33	20	16	59	43	17	31		20		222
pantofle	24		25			25	28		17	17	57	30	26		21	25		104
nízké podpatky		24	18		34	28	26	32	24	19	51		17	28	33	37		40
vysoké podpatky	25	24	29	39	47	32	29			19	52	46	22	39	35	45		
Stojná fáze																		
bosa	42	24	22	38	68	32	19	21	22	22	46	18	22	49	33	25		181
obuv - "žabky"	27	20	28	48	59	29	21	25	33	19	42	24	18	26	52	40		270
obuv - "t'apky"		21	30	48	31	43	23	25	24	24	63	21	20	30	29	41		
"pohorky"	33	31		134			31	25	35	21	73	27	18	53	36	37		56
měkké botasky	32	34	36	35	33	82		34	22	17	66	40	19	39		24		267
pantofle	29		27			29	32		22	19	66	29	23		20	31		97
nízké podpatky		28	20		36	32	29	30	28	22	56		17	33	28	45		33
vysoké podpatky	32	25	33	46	59	37	34			22	57	51	22	43	42	56		
Švihová fáze																		
bosa	17	18	17	31	20	20	15	18	13	10	29	21	11	35	16	15		103
obuv - "žabky"	14	14	13	20	35	22	21	18	21	11	16	25	9	24	22	38		100
obuv - "t'apky"		13	23	31	18	24	17	25	21	20	35	21	14	16	15	24		
"pohorky"	18	21		78			29	18	19	18	47	36	15	32	16	22		87
měkké botasky	22	21	22	17	21	45		31	16	13	47	47	13	16		13		139
pantofle	14		21		29	16	22		11	13	40	33	31		22	17		113
nízké podpatky		16	12		24	18	19	35	18	13	42		17	19	13	23		55
vysoké podpatky	13	23	22	28	24	25	21			14	42	37	24	30	24	22		

Tabulka 12.10 Průměrná EMG aktivita RA v KC, stojné a švihové fázi (μV)

proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
KC																		
bosa	13	16	24	22	18	12	10	16	14	16	27	14	15	24	14	9		20
obuv - "žabky"	15	12	29	38	16	15	10	18	20	18	15	17	12	15	27	9		16
obuv - "čapky"		10	29	31	25	20	10	20	12	18	22	15	20	15	25	9		
"pohorky"	12	39		36			17	20	25	25	17	12	16	18	16	8		17
měkké botasky	12	17	26	26	17	19		19	24	14	20	14	16	17		8		15
pantofle	13		22			17	9		21	18	15	16	15		25	8		19
nízké podpatky		13	23		15	25	10	20	16	18	19		17	16	22	9		20
vysoké podpatky	22	14	21	28	17	20	11			17	26	11	25	13	28	8		
Stojná fáze																		
bosa	13	13	19	19	16	13	11	20	13	19	30	17	18	24	16	8		20
obuv - "žabky"	17	9	25	40	13	12	10	17	15	19	15	17	16	14	28	8		14
obuv - "čapky"		9	17	30	20	16	11	20	11	20	21	14	22	14	26	8		
"pohorky"	13	34		36			21	23	27	28	19	13	18	17	17	8		18
měkké botasky	13	15	26	27	13	15		21	25	15	18	15	16	18		9		15
pantofle	18		28			14	9		17	19	14	14	13		20	8		18
nízké podpatky		13	20		14	25	9	18	19	21	22		22	19	23	9		19
vysoké podpatky	25	15	22	31	12	20	10			18	28	12	25	14	26	8		
Švihová fáze																		
bosa	13	21	30	25	21	10	8	8	14	10	23	9	12	25	10	9		21
obuv - "žabky"	12	16	36	36	22	21	10	18	28	16	13	16	4	17	25	9		18
obuv - "čapky"		11	47	32	32	27	8	19	13	14	26	17	17	15	23	9		
"pohorky"	10	47		35			11	13	23	19	14	12	12	19	16	8		15
měkké botasky	9	22	27	25	24	26		15	23	13	23	12	15	17		8		16
pantofle	6		21		18	22	8		27	16	19	20	20		28	8		21
nízké podpatky		13	27		29	26	11	25	12	14	13		10	9	19	10		22
vysoké podpatky	16	13	22	24		20	11			16	22	10	23	11	32	9		