

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2013

Petra Poláchová

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Petra Poláchová

Vliv výšky podpatků na posturální stabilitu u zdravých jedinců

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Olomouc 2013

ANOTACE

Diplomová práce

Název práce: Vliv výšky podpatků na posturální stabilitu u zdravých jedinců

Název v AJ: Influence of high - heels height on postural stability of healthy individuals

Datum zadání: 2012-01-31

Datum odevzdání: 2013-05-17

Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Petra Poláchová

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Veronika Kristková

Abstrakt v ČJ:

Cílem této práce bylo shromáždění dostupných poznatků, které se týkají vlivu výšky podpatků na posturální stabilitu zdravých jedinců. Teoretická část byla zaměřena na biomechanické aspekty stoje na podpatcích a jejich důsledky na muskuloskeletální systém. Zabývali jsme se také posturální stabilitou, na kterou navazuje výzkumná část. Tato část zahrnovala měření 20 zdravých žen pomocí 4 posturografických testů. Testované dívky byly rozděleny do dvou skupin podle frekvence užívání obuvi na podpatcích. Ve výsledcích jsme nezaznamenali rozdíl mezi posturální stabilitou pravidelných a nepravidelných uživatelek obuvi na podpatcích. S rostoucí výškou klínku (podpatku) došlo k nárůstu reakční síly podložky a k omezení maximálního rozsahu pohybu vpřed při testování Limits of Stability. Také se ukázala u všech testovaných žen delší latence při podtrhu podložky vpřed.

Abstrakt v AJ:

The aim of this thesis is to collect the knowledge about the influence of high-heels height on postural stability of healthy individuals. The theoretical part is concentrated on biomechanics aspects of standing on high - heel shoes and influence on musculoskeletal system. The practical part of this thesis is focused on postural stability

which include testing 20 young and healthy women with four tests in posturography. Women were divided into two groups on the basis of frequency of using heels shoes. In results we have registered the difference between postural stability of regular and nonregular shoe users. When heel height rise it leads to increase of reaction forces and to reduce maximal movement excursion in the forward direction during the test Limits of Stability. The results show the longer latency in forward platform motion for all examine women.

Klíčová slova v ČJ: vysoké podpatky, posturální stabilita, postura, obuv

Klíčová slova v AJ: high-heels, high-heeled, postural stability, posture, footwear

Rozsah: 79 s., 3 přílohy

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP – sekretariát/děkanát

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

Olomouc 17. května 2013

podpis

Děkuji Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady a trpělivost a Mgr. Dagmar Tečové, za kvalitní statistické zpracování praktické části diplomové práce. Závěrem bych ráda poděkovala také své rodině a příteli za motivaci a všeobecnou podporu.

OBSAH

ANOTACE	3
ÚVOD.....	9
1 FUNKČNÍ ANATOMIE NOHY	10
1.1 Anatomie nohy.....	10
1.2 Biomechanika nohy	11
1.2.1 Hlezenní kloub	11
1.2.2 Subtalární kloub	12
1.2.3 Kalkaneo - kuboidní kloub	12
1.3 Specificita plantární flexe	13
2 POSTURÁLNÍ KONTROLA	16
2.1 Základní terminologie.....	16
2.2 Posturální funkce nohy	18
2.3 Posturální pohybové strategie	19
2.3.1 Definice klidového stoje	19
2.3.2 Kotníková strategie	20
2.3.3 Kyčelní strategie	20
2.3.4 Kroková strategie	21
2.4 Mediolaterální stabilita	21
2.4.1 Anteroposteriorní a mediolaterální výchylky při stoji na podpatcích.....	22
2.5 Nervová kontrola hlezenního kloubu za nestabilních podmínek.....	22
2.7 Posturografie	24
3 NOVODOBÝ POHLED NA PROBLEMATIKU PODPATKŮ	25
3.2 Postura na podpatcích	26
3.3 Vliv podpatků na bederní páteř.....	27
3.4 Vyšetření měkkých tkání pomocí magnetické rezonance.....	29
3.5 Vliv podpatků na posturální stabilitu u mladých jedinců	31
3.6 Vliv podpatků na posturální stabilitu u seniorů	31
4 CÍLE A HYPOTÉZY	33
Cíl.....	33
Hypotézy	33
5 METODIKA VÝZKUMU	35
5.1 Charakteristika výzkumné skupiny.....	35

5.2 Klinické vyšetření	35
5.3 Pomůcky	36
5.4 Příprava na posturografické měření	37
5.5 Vlastní měření.....	37
5.6 Standardizace laboratorních podmínek.....	38
5.7 Statistické zpracování dat	38
5 VÝSLEDKY	40
5.1 Výsledky k hypotéze H_01	40
5.2 Výsledky k H_02	41
5.3 Výsledky k hypotéze H_03	43
5.4 Výsledky k hypotéze H_04	45
5.5 Výsledky k hypotéze H_05	48
6 DISKUZE	51
Diskuze k metodice.....	51
Diskuze k teoretickým poznatkům	52
5.1 Diskuze k hypotéze H_01	56
5.2 Diskuze k hypotéze H_02	57
5.2 Diskuze k hypotéze H_03	58
5.3 Diskuze k hypotéze H_04	58
5.3 Diskuze k hypotéze H_05	59
ZÁVĚR	60
REFERENČNÍ SEZNAM	62
SEZNAM ZKRATEK	70
SEZNAM OBRÁZKŮ	72
SEZNAM TABULEK.....	73
SEZNAM PŘÍLOH.....	74
PŘÍLOHY	75

ÚVOD

Akrum dolní končetiny představuje důležité vstupní informace, které jsou nezbytné pro řízení posturální stability. Pouhá změna obuvi může tyto informace alterovat a snižovat tak celkovou rovnováhu těla. Obuv na podpatcích je velmi často využívána ženami všech věkových kategorií a tráví v ní podstatně více času, než dříve.

Mnoho autorů se zaměřilo na testování dynamických činností, jako je chůze v obuvi na podpatcích. Existuje velice málo dostupných studií prováděných ve stoji. Autoři se zaměřují na negativní důsledky konkrétních částí těla, které plynou z dlouhodobého přetěžování, již méně se však zabývají globálním pohledem na biomechaniku celého těla při stoji na podpatcích. V naší práci jsme se snažili tyto poznatky doplnit a spojit je s negativními důsledky dosavadních studií. V praktické části jsme využili moderní techniku v podobě posturografu, která nám pomohla osvětlit změny v posturální stabilitě u žen, které pravidelně nosí obuv na podpatcích i u dívek, které tuto obuv nepreferují.

Cílem diplomové práce byla syntéza všech informací o vlivu nošení podpatků na posturu, potažmo na posturální stabilitu. Zajímali jsme se nejen o kinetiku a kinematiku dolní končetiny, ale zejména o změnu polohy těžiště, která je klíčovým bodem všech dalších posturálních změn u žen, co nosí podpatky. Detekce změny polohy těžiště posturograficky není možná, ale v některých testech se změna jeho polohy se ukázala velice zřetelně. Někteří autoři spojují změnu těžiště s low back pain (LBP), které ženy přivádí často k ambulantnímu ošetření. Apelujeme také na důležitost prevence a především informovanosti o důsledcích, které s chůzí se zvýšenou patou přichází. Mnohé uživatelky o riziku vědí, nicméně mu nepřikládají žádnou důležitost.

Při vyhledávání odborné literatury pro diplomovou práci jsem využívala převážně informačních zdrojů z databází e - zdrojů knihovny Univerzity Palackého v Olomouci. Jednalo se o Ebsco, ProQuest, Medline a Pubmed. Klíčovými slovy byly high - heels, high - heeled, posture, postural stability, balance nebo footwear a jejich kombinace. Tyto články byly vyhledávány od září 2012 do května 2013. Jednalo se o 50 cizojazyčných článků ve fulltextové podobě a 7 odborných knih, převážně v české verzi.

1 FUNKČNÍ ANATOMIE NOHY

Noha je distálním článkem dolní končetiny. Základní uspořádání má stejné jako ruka, ale jsou zde jisté strukturální i funkční rozdíly. Typická je redukce prstových článků, zesílení zánártních kostí a zmenšení pohyblivosti mezi jednotlivými segmenty (Dylevský, 2009, s. 153). Noha je schopna aktivně „uchopovat“ terénní nerovnosti a zajišťovat potřebnou oporu pro bipedální lokomoci (Véle, 2006, s. 257).

1.1 Anatomie nohy

Anatomicky se noha skládá ze tří úseků: tarzu, metatarzů a falangů. Tarsus zahrnuje sedm kostí: calcaneus, talus, os cuboideum, os naviculare, tři os cuneiforme. Střední část nohy formuje pět metatarzálních kostí. Periferii skeletu nohy tvoří falangy (Dylevský, 2009, s. 153).

Klouby nohy zahrnují několik etází skloubení (Čihák, 2001, s. 307-308):

- a. Horní zánártní kloub (kloub hlezenní)
- b. Dolní zánártní kloub
 - *Articulatio subtalaris*
 - *Articulation talocalcaneonavicularis*
- c. *Articulation calcaneocuboidea*
- d. *Articulation cuneonavicularis*
- e. *Articulationes tarsometatarzales*
- f. *Articulationes intermetatarzales*
- g. *Articulationes interphalangeae pedis.*

Pohyblivost je zajištěna zejména dvěma klouby: horním a dolním zánártním kloubem. Horní skloubení je pohyblivější a zajišťuje flexi a extenzi. Dolní zánártní kloub dovoluje inverzi (flexe, addukce, supinace) a everzi (extenze, abdukce, pronace) nohy (Dylevský, 2009, s. 153). Abdukce a addukce jsou popisovány jako pohyby k tělu a od těla ve frontální rovině (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 10).

Artikulární komplex nohy asistuje při axiální rotaci kolene a jako takový má tři stupně volnosti, kterými se noha přizpůsobuje jakékoliv pozici v prostoru a na jakékoliv nerovnosti v terénu. Podobně jako je na horní končetině zajišťována mobilita pronací a supinací zápěstí (Kapandji, 1987, p. 150).

1.2 Biomechanika nohy

1.2.1 Hlezenní kloub

Horní zánártní (hlezenní) kloub je složený kloub, ve kterém se pojí vidlice obou bérceových kostí s kladkou hlezenní kosti (talu). Jde o pantový kloub s jedním stupněm volnosti. Jeho role spočívá v kontrole pohybů v sagitální rovině celé dolní končetiny. Díky rozdílnému zakřivení kloubních ploch talu, dochází při flexi nohy k zevní rotaci bérce, respektive noha se stáčí do inverze a talus se sklání do valgosity. Kladka hlezenní kosti je vpředu asi o 5 mm širší, proto je kloub stabilnější v extenzi a při flexi je v uvolněné vidlici bérceových kostí možný i mírný pohyb do stran. Hlezenní kost je velmi vratkým článkem skeletu a jeho pozice musí být stabilizována systémem vazivových struktur (Dylevský, 2009, s. 156).

Kapandji (1987, p. 162) říká, že jde o pevný kloub, který je často vystaven extrémním mechanickým podmínkám, zejména při stožení na jedné dolní končetině nebo ve fázi jedné opory při chůzi.

Stabilita nosného hlezenního kloubu závisí na důležitých faktorech, jakými jsou kongruita kloubních ploch, orientace ligament nebo pozice kloubu ve stresové situaci. Také svaly, které kříží kotník, jsou zodpovědné za lepší

stabilitu. Funkční osa kloubu je diagonální vůči těmto třem rovinám hlezna (Ahonen, 2008, p. 100).

1.2.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub je komplexem skloubení mezi patní kostí (kalkaneem) a hlezenní kostí (talem) těsně pod horním zánártním kloubem. Tento kloub je unikátně navržen k dalším rotačním pohybům nohy v uzavřeném kinematickém řetězci. Jde o kloub, který pracuje jako spojka mezi nohou a zbytkem dolní končetiny. Jeho dvěma důležitými funkcemi jsou:

- pronace nohy a funkce mobilního adaptéru při přenosu váhy na nerovném terénu,
- supinace nohy v pozici na špičkách nebo během propulze chůze.

Mechanika subtalárního kloubu ovlivňuje pohyby střední části nohy a přednoží. Při přenosu hmotnosti na dolní končetinu je subtalární kloub prvním kloubem, který absorbuje otřesy a nárazy, způsobené gravitací. Tak jako každý hypomobilní kloub, způsobí kompenzaci v jiném vedlejším segmentu. Kompenzace probíhá v šikmé a longitudinální ose střední části nohy. Což vede k dorziflexi prvního paprsku, snížení balance přednoží a také ke ztrátě důležitého podpěrného bodu, kterým je hlavička prvního metatarzu (Ahonen, 2008, p. 104).

1.2.3 Kalkaneo - kuboidní kloub

V roce 1949 Hiss (in Ahonen, 2008, p. 105) představil teorii o kalkaneo – kuboidním kloubu a jeho vlivu na nosnou funkci při chůzi. Jde o trojdimenzionální kloub s omezenou pohyblivostí. Váží se na něj silná ligamenta, která nedovolují mnoho pohybu. I když je hmotnost přenášena vyváženým způsobem, tak je o něco více zatěžován laterální oblouk (je také nazýván rigidním nebo nosným obloukem). Proximální tuberozita pátého metatarzu spojuje laterální oblouk se zemí, zatímco poskytuje stabilní pozici pro os cuboideum. Tento kloub bývá často náchylný k úrazům při inverzi kotníku. U tanečníků může být při twistovém pohybu kloub subluzován. V těchto

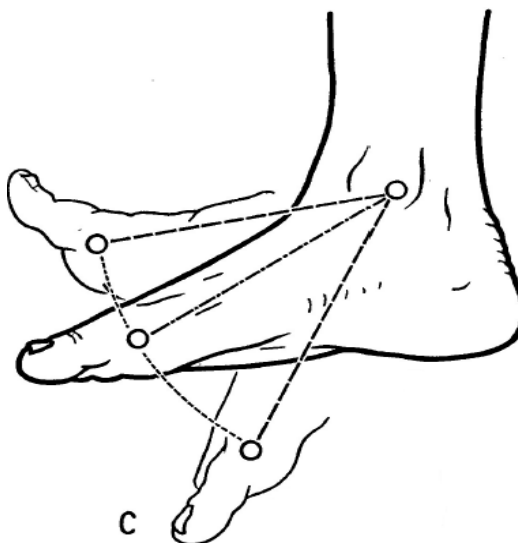
případech je funkce kalkaneo – kuboidního kloubu přenášena na mediální paprsek klenby.

1.3 Specificita plantární flexe

Základními pohyby v hlezenním kloubu jsou:

- plantární flexe (cca 40 - 50°)
- dorzální flexe (20 - 35°) (viz obr. 1) (Kolář, 2009, s. 168).

Obrázek 1 Základní polohy v hlezenním kloubu (Kapandji, 1987, p. 152)

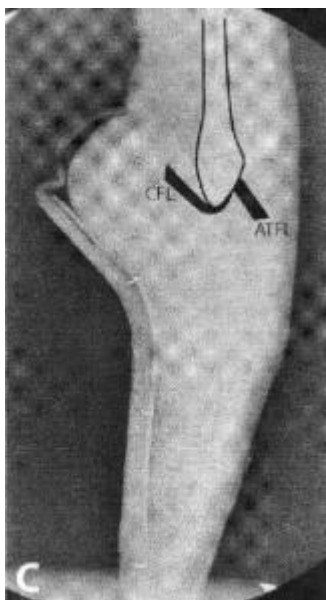


Sporným označením extenze kotníku je plantární flexe. Flexe vždy koresponduje s pohybem směrem k tělu (Kapandji, 1987, p. 152).

Během pohybů v hlezenním kloubu se aktivují tarzální klouby, které přispívají k zvýšení rozsahu. Jedná se však o relativně malý, ale nezanedbatelný pohyb. Při extrémní extenzi se tarzální klouby podílí na zvětšení rozsahu pohybu prohloubením plantární klenby.

Russell et al. (2008, p. 78) popisuje změnu plantární flexe u baletek, kde dochází k extrémnímu rozsahu, a to v průměrné hodnotě 113 ° u žen a 107 ° u mužů (viz obr. 2, s. 14).

Obrázek 2 Maximální plantární flexe u baletek (Russell et al., 2008, p. 77)



Pokud tanečník provede prvek relevé nebo také výpon na špičkách, jedná se o uzavřený kinematický řetězec. Pohyb vypadá jednoduše jako zvednutí pat, ovšem jedná se o komplikovanou sérii mnoha současných pohybů celé dolní končetiny. Chůze po špičkách je provázená inverzí kalkanea (viz obr. 3, s. 15) a je vždy spojená s aktivitou střední části nohy a přednoží. Limitací stoje na špičkách je napětí dorzálních ligament a přední části kapsuly v talokrurálním kloubu, problémy v zadní části kotníku v os trigonum, retrokalkaneární burzitida nebo tenosynovitida m. flexor hallucis longus nebo m. peroneus longus (Russell et al., 2008, p. 78).

Obrázek 3 Inverze kalkanea při výponu na špičkách (čerpáno z: <http://www.tumblr.com/tagged/relev%C3%A9>)



Výpon na špičkách je spojen se supinací s inverzí kalkanea. Společně s pronací předonoží jde o pohyby, které jsou součástí absorpčního systému nohy. S rostoucím stojem na špičkách je potřebná subtalární supinace k uzavření mediálních metatarzálních kloubů. V uzavřeném kinematickém řetězci je supinace vždy spojena se zevní rotací celé dolní končetiny. Při nadměrné zátěži jsou podpurná ligamenta a svaly na mediální straně nohy protaženy a ztrácejí schopnost podpory vnitřní strany kotníku a mediální klenby. To dále vede ke stresovým zlomeninám nohy, plantární fascitidě nebo hallux valgus (Ahonen, 2008, p. 105).

2 POSTURÁLNÍ KONTROLA

Balance, rovnováha a posturální kontrola jsou synonymy pro souhrn mechanismů, kterými se tělo preventivně brání proti ztrátě rovnováhy a proti pádu. Posturální kontrola je komplex funkcí vyžadující senzory, které po zpracování vedou k selekci pohybového vzoru určeného k regulaci vztahu mezi těžištěm a opěrnou bází a následné stabilizaci polohy těla v prostoru (Ragnarsdóttir, 1996, p. 369). Nashner (1997, p. 261) doplňuje senzory a motorické funkce ještě o biomechanické komponenty, které se podílí na udržení balance.

Hlavním problémem zachování rovnováhy u člověka je vysoce uložené Center of Gravity (COG) a relativně malá opěrná báze (Gatev et al., 1999, p. 915).

2.1 Základní terminologie

- **Opěrná plocha (Area of Support, AS)** je plocha kontaktu (dotyku) podložky s povrchem těla, mezi kterými se může nacházet oděv. K aktivní opoře a kontrole posturální stability nelze využít celou plochu kontaktu (Area of Contact, AC). AS je tedy pouze tou částí AC, která se aktuálně využívá k vytvoření opěrné báze (BS).
- **Opěrná báze (Base of Support, BS)** jsou nejbližší hranice AS. Obuv, která tvaruje předonoží „do špičky“ zužuje BS vpředu a obuv s úzkým podpatkem zužuje zadní část BS. Celkově tato obuv zkracuje předozadní rozměr opěrné báze (Greene & Roberts, 2004, p. 32).
- **Úložná plocha** je plocha kontaktu podložky v situacích, kdy není zorganizován segmentový systém těla.

- **COM** (Centre of Mass, Těžiště) je hmotný bod, do kterého se hypoteticky promítá hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Jedná se o vážený průměr COM všech segmentů těla.
- **COG** (Centre of Gravity) je průmět společného těžiště těla do opěrné báze. Stoj na podpatcích posouvá COG výše a přenáší hmotnost celého těla na předonoží (Greene & Roberts, 2004, p. 32).
- **COP** (Centre of Pressure) je působištěm vektoru reakční síly podložky. Jeho poloha se vypočítává z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové (stabilometrické) plošiny. Poloha COP je ovlivněna nejen polohou COM, ale také aktivitou svalů bérce. Při zvýšené aktivitě plantárních flexorů se posunuje COP dopředu (Vařeka, 2002a, s. 116-118).

Posturální stabilita

Při pohledu na posturu se neomezujeme pouze na rovnovážné (balanční) funkce nebo na vyšetření stoje nebo sedu. Chápeme ji jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v našem životě největší význam síla tíhová. Postura však není synonymem vzpřímeného stoje na dvou končetinách nebo sedu, jak bývá často prezentováno, ale je součástí jakékoliv polohy a především každého pohybu. Postura je základní podmínkou pohybu (Kolář, 2009, s. 38).

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu. Je zajištěna vnitřními silami a hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (Vařeka, 2002a, s. 116).

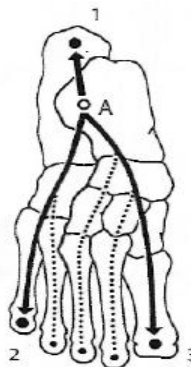
Rovnováha a balance označuje soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability (Vařeka, 2002a, s. 116).

2.2 Posturální funkce nohy

Noha tvoří významnou součást systému posturální stability bipedálního stoje. Jde o segment, který je v přímém kontaktu s podložkou, kde se přenáší tíhová síla těla i reakční síla podložky. Sama se také aktivně podílí na produkci sil, které aktivně korigují oscilace kvazistatického stoje. V neposlední řadě je zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 43).

Na plošce je zátěž rozložena asymetricky do tří opěrných bodů: na předonoží, na hlavičkách metatarzů palce a malíku a v zadní části nohy na patě (viz obr. 4). Tyto opěrné body nestejněmálně podepírají nožní klenbu, která se skládá ze tří oblouků: laterálního, příčného a podélného. Vestoje se podélná nožní klenba zvyšuje a vzdálenost pata - metatarz se zkracuje proti stavu bez zátěže. Tvar nožní klenby je ovlivněn kostní strukturou, ale i aktivitou svalů, zejména m. peroneus longus, m. tibialis posterior, m. adductor hallucis brevis (Véle, 2006, s. 105-106).

Obrázek 4 Hlavní a vedlejší paprsky podélné klenby (Dylevský, 2009)



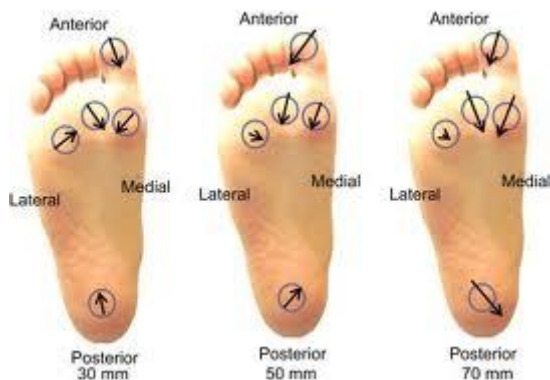
Legenda k obr. 4

A – hlavní směr zatížení; 1-3 trojbodový přenos hmotnosti na podložku

Výška podpatků ovlivňuje kromě aktivity svalů také redistribuci tlakových a smykových sil na chodidlech (viz obr. 5, s. 19). S rostoucí výškou docházelo ke zvyšování tlaku v oblasti paty, I. a II. metatarzu (MTT) se současnou redukcí tlaku IV. MTT. Nejvyšší tlaková a smyková síla byla naměřena v lokalitě II.

MTT při stoji na 70 mm podpatcích. Přenos zatížení z IV. MTT na II. MTT souvisí s narůstající pronací předonoží a supinací zadní částí nohy v subtalárním skloubení (Cong et al., 2011, pp. 2267-2269).

Obrázek 5 Výsledné síly při stoji na pravém chodidle o velikosti podpatku 30, 50 a 70 mm (směr a velikost sil je reprezentován šipkami) (Cong et al., 2011, p. 2269)



2.3 Posturální pohybové strategie

2.3.1 Definice klidového stoje

Pokud se v literatuře dočteme o „klidném stoji“ nejedná se o klidný stoj z hlediska neurálních procesů. Při stoji je aktivováno mnoho mechanismů. Klidový stoj je charakterizovaný výchytkami těla, pasivní skeletální podporou ve spojení se svaly a posturálním tonem. Existuje mnoho strategií, které potřebujeme k udržení stoje. Tradičně je tělo ve stoji popisováno jako jeden segment s výchytkami okolo kotníků ve tvaru obráceného kyvadla, které zahrnuje dolní končetiny, trup a hlavu. V tomto modelu jsou výchytky kontrolovány zejména pohybem v hlezenních kloubech. Poukazuje se na to, že je kontrola komplexnější a vypadá mnohem více jako mnohočetné kyvadlo se dvěma koexistujícími režimy kontroly, kterými jsou kotníková a kyčelní strategie (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 170; Vařeka, 2002b, s. 124).

2.3.2 Kotníková strategie

Tradičně je kotníková strategie a její svalová synergie prvním vzorem, která kontroluje posturální výchylky. Jde o model převráceného kyvadla, kde tělo rotuje kolem hlezenních kloubů (Horak, 2006, p. 9; Winter, 1995, p. 198). Sekvence zapojování svalů se děje v distoproximálním směru. S vychýlením těla vpřed (podtrh podložky vzad) je asociována korekce v předním směru. Po tomto vychýlení je patrná svalová aktivita v mm. gastrocnemii v časovém horizontu 90-100 ms, následuje aktivita hemstringů o 20-30 ms později a nakonec aktivace paraspinálních svalů (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 172).

Aktivace m. gastrocnemius vyvolá točivý moment ve směru plantární flexe, který pomalu obrací tělo z předklonu. Aktivace hemstringů a paraspinálních svalů udržuje kyčelní a kolenní klouby v extendované pozici. Tímto točivým momentem m. gastrocnemius působí nepřímo na horní tělesné segmenty. Bez synergistické aktivace hemstringů a paraspinálních svalů by mohlo dojít k pohybu trupu dopředu a pádu. Při podtrhu podložky dopředu nastupuje aktivita m. tibialis anterior, po něm následuje m. quadriceps femoris a na závěr aktivace břišních svalů (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 172).

Výše zmíněná kotníková strategie je využívána především v situacích, kdy jsou výchylky malé, a opěrná plocha je pevná. Použití této strategie vyžaduje neporušený rozsah pohybu a sílu v hlezenním kloubu (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 172; Gatev et al., 2012, p. 916). Přirozeně malá a úzká chodidla snižují balanci a zmenšují prostor pro průmět těžiště. Obdobně jako je tomu v obuvi na podpatcích, kde je malá opěrná báze (Cowley, Chevalier & Chockalingham, 2009, p. 512).

2.3.3 Kyčelní strategie

Tato strategie se využívá v posturálně více náročnějších situacích například při chůzi v nerovném terénu, při užší opěrné bázi, při rychlých a velkých výchylkách těžiště (nad 1 Hz) nebo v případech, kdy by kotníková strategie byla nedostačující (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 173; Gatev et al., 2012, p.

916). Kyčelní strategie aktivuje větší svalové skupiny v oblasti kyčelního kloubu. Zapojení svalů je v proximodistálním směru.

Posun COG směrem dozadu je zajištěn aktivací břišních svalů a svalů na přední straně stehen, která vede k flexi v kyčelních kloubech. Naopak vychýlení COG směrem dopředu způsobí extenzi v kyčelních kloubech s aktivitou paraspinálních svalů a svalů na zadní straně stehen (Nashner, 1997, p. 272).

2.3.4 Kroková strategie

Kroková strategie se uplatňuje v případech, kdy je kotníková a kyčelní strategie insuficientní v rámci zajištění rovnováhy. Poznatky poukazují, že ke kroku dochází v případě, kdy se COG promítá za hranice Base of Support (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 173).

2.4 Mediolaterální stabilita

Mediolaterální kontrola COP je zajišťována především kyčelní strategií. Konkrétněji laterálním pohybem pánve, který zahrnuje addukci jedné dolní končetiny a abdukci kontralaterální končetiny (Shumway-Cook & Woollacott, 2010, p. 176). Stranová stabilita stoje je podstatně lepší než stabilita v předozadním směru (například postavení nohou v tramvaji). Je to dané tím, že „anatomicky daná“ volnost pohybu dolních končetin (i trupu) je do stran podstatně více omezená, než v předozadním směru (Vařeka, 2002b, s. 124).

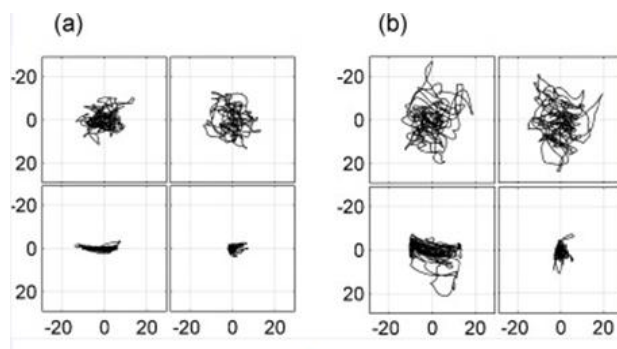
2.4.1 Anteroposteriorní a mediolaterální výchyly při stoji na podpatcích

Používáním obuvi na vysokých podpatcích dojde ke změně variability výchylek, která zajišťuje posturální stabilitu. Příkladem těchto změn může být odlišné tření při kontaktu se zemí, zmenšená opěrné báze nebo změna polohy těžiště těla ve vztahu k opěrné bázi. Všechny tyto prvky přispívají k zachování rovnováhy. Vysoké podpatky mají negativní vliv na bilanci. Dochází k výraznému nárůstu oscilací v anteroposteriorním a mediolaterálním směru, zejména při vyřazení vizuální kontroly. Autoři Gerber et al. (2012, p. 2) také dodávají, že tato obuv mění kvalitu proprioceptivní informace, která se výrazně podílí na řízení balance.

2.5 Nervová kontrola hlezenního kloubu za nestabilních podmínek

Alkjaer et al. (2012, p. 1) demonstrovali nárůst pohybové variability COP při chůzi na podpatcích (NP). Předpokládali také, že jde o adaptaci nervového systému na nestabilní podmínky. Vyšší variabilita reflektuje upravenou motorickou strategii nervového systému, potřebnou k chůzi NP. Při chůzi NP zaznamenali větší rozptyl trajektorie, oproti trajektorii chůze naboso (NB). Větší rozptyl trajektorie zaznamenali autoři Kilby & Newell (2012, p. 512) při stoji na jedné dolní končetině u netrénované skupiny studentů, oproti skupině baletek (viz obr. 6, s. 23).

Obrázek 6 Trajektorie COP u skupiny baletek a u netrénovaných studentů (Kilby & Newell, 2012, p. 512)



Legenda obr. 6

a...skupina baletek

b...skupina netrénovaných studentů

horní řádek...trajektorie COP net

spodní řádek...trajektorie COP v oblasti paty

levé sloupce znázorňují trajektorii COP při stoji na silnějších podpatcích

pravé sloupce znázorňují trajektorii COP při stoji na užších podpatcích

K prozkoumání základních motorických strategií Alkjaer et al. (2012, pp. 2-3) využili EMG záznam svalů v oblasti kotníku a modulaci H – reflexu m. soleus (SO). Během chůze naboso se H – reflex SO vyznačuje facilitací během stojné fáze a inhibicí během švihové fáze kroku. Při tomto měření se ukázaly signifikantní rozdíly mezi chůzí NP a chůzí NB. Chůze NP ukázala nárůst H – reflexu až o 182 % zejména v terminální švihové fázi krokového cyklu. Na EMG byl prokázán nárůst svalové aktivity m. tibialis anterior (TA) o 73 % a u m. SO o 75,5 % oproti chůzi NB. V konečné švihové fázi narůstala také ko - kontrakce kotníkových svalů (plantárních a dorzálních flexorů), které stabilizují hlezenní kloub před iniciálním kontaktem s podložkou.

Také autoři Makošáková & Hlavačka (2012, s. 188) si v EMG analýze chůze na podpatcích povšimli ko - kontrakce, tedy současné kontrakce agonisty (m. tibialis anterior) s antagonistou (m. gastrocnemius medialis a m. soleus). Výskyt této ko - kontrakce přisuzují úloze tlumení nebo zpevnění polohy chodidla.

2.7 Posturografie

Dynamická počítačová posturografie představuje kvantitativní metodu, která slouží k hodnocení dílčích aspektů posturální kontroly simulací reálných situací každodenního života. Soubor jednotlivých testů (viz Příloha 1, s. 75-77) izoluje hlavní senzorní, pohybové a biomechanické komponenty podílející se na bilanci a analýze, jak efektivně je testovaný subjekt schopen jednotlivé komponenty k zachování stability využít. Aspekty posturální kontroly jsou testovány během alterací stoje (modul Smart Equitest) a chůze (modul Balance Master).

Prostřednictvím počítačově zpracovaných dat ze silové plošiny posturografu se hodnotí zejména amplituda, rychlost a směr exkurzí COP, trajektorie pohybů COP, velikost silových impulzů nebo rychlost automatických i volných reakcí. Výsledné hodnoty jsou vztaženy vzhledem k pacientově výšce, hmotnosti nebo věku a data jsou dále porovnávána s normativními hodnotami zdravých jedinců příslušné věkové kategorie (Kolářová, 2012, s. 7).

3 NOVODOBÝ POHLED NA PROBLEMATIKU PODPATKŮ

V současnosti nosí ženy boty na vysokých podpatcích častěji, než obuv na nižším podpatku s cílem atraktivity a sledováním módních trendů (Franklin et al., 1995, p. 94; Gerber et al., 2012, p. 2). Americká lékařská pediatriká asociace zjistila, že 62 % žen nosí obuv na podpatcích (od 5 cm) krátký čas v rámci dne. Navzdory tomu až 39 % z nich nosí obuv NP déle než 8 hodin denně, což sebou přináší mnoho negativních důsledků (Mokošáková & Hlavačka, 2012, s. 181). Mezi tyto důsledky řadíme častější distorze hlezna, low back pain (LBP), zvýraznění páteřních křivek, bolesti nohou, přetížení prstců a metatarzů, zkrácení Achillových šlach a zvýšení kyslíkových nároků ve svalech. Tyto aspekty se projeví v chůzi, co se týče rychlosti, délky kroku a pohyblivosti (Lee, Jeong & Freivands, 2001, p. 321; Pezzan, Sacco & Joao, 2009, p. 399). Potenciálně také narůstá predispozice k degenerativní osteoartróze kolenních kloubů, která je u těchto žen až dvakrát častější (Kerrigan, Todd & Riley, 1998, p. 1399).

U žen, které nosí pravidelně obuv na podpatcích, nedochází k častým pádům, tak jako u nepravidelných uživatelék této obuvi. Chůze na vysokých podpatcích může změnit posturální kontrolu a lokomotorický systém tak, že se zdá být zřejmě adaptovaný vůči těmto podmínkám (Aljkaer et al., 2012, p. 1).

3.1 Historický původ obuvi na podpatcích

Obuv obecně slouží jako znak pohlaví, třídy, rasy a etnického původu. První historické poznatky sahají do let 3500 př. Kr., kde se objevily v nástěnných malbách starověkých Egyptanů. Chudá vrstva byla bosá, ovšem vyšší třída Egyptanů vlastnila obuv. Nosili je muži i ženy, zejména pro slavnostní účely. Obouvali se například řezníci, kteří si nechtěli ušpinit nohy od krve. V Římě se stala obuv na podpatcích znakem prostituce (Wilson, 2005, p. 501). Ve 14.

století byly vytvořeny v Turecku boty na platformě (agl. název *chopines*), které byly populární až do roku 1600. Tato dřevěná obuv byla 6-7 cm vysoká a společně s ní ženy nosily pro větší stabilitu pomocnou hůl (Rexford, 2000, pp. 202-203). Benátčané tyto boty na platformě považovali za symbol společenského postavení a bohatství. Okolo roku 1500 se boty skládaly ze dvou kusů, z tužší spodní části a měkčí a pružnější horní části. Sloužila jezdcům, mužům i ženám, proti vyklouznutí noh ze třmenů a podobaly se dnešním moderním jezdeckým nebo kovbojským botám. Do doby Catherine de Medici, měly boty na podpatcích spíše funkční, než estetický uděl. Tato mladá vévodkyně si vysokými podpatky kompenzovala nízký fyzický vzrůst. Od této doby se staly vysoké podpatky velmi populární pro obě pohlaví a symbolem bohatství. Oblíbil si je také francouzský král Ludvík XIV., kdy za jeho vlády nemohl mít nikdo vyšší podpatky, nežli on sám. V 19. století Viktoriánci považovali výraznou křivku nártu jako symbol ženskosti. Také prohlašovali, že je tato obuv stejně jako nošení korzetů prospěšné pro zdraví. I přes velkou kritiku tohoto tvrzení se v roce 1888 v Americe otevřela první továrna obuvi na podpatcích (Kuntze, 2004, p. 104).

Dnes jsou boty na podpatcích symbolem krásy a elegance (Lee, Jeong & Freivalds, 2001, p. 321; Nwanko et al., 2012, p. 9). Činí ženy vyššími a opticky štíhlejšími. Jsou také zdrojem autority, sexuální nezávislosti, znakem ženskosti i psychologické moci (Iqbal et al., 2012, p. 2522).

3.2 Postura na podpatcích

Franklin et al. (1995, p. 95) ve své studii zaznamenali průměrný nárůst plantární flexe v hlezenním kloubu při stoji NP okolo 20°, což vede k vyšší flexi v kolenních kloubech (KOK) během stejné fáze a nižší flexi KOK během švihové fáze krokového cyklu. Zejména při chůzi je snížen propulzní moment. Vzhledem k tomu, že se těžiště posouvá dopředu, tak je hmotnost těla přenesena na předonoží, a to nejvíce na hlavičky I. a II. metatarzu. Pezzan, Sacco & Joao (2009, p. 399) poukázali na to, že dochází ke zvyšování tlaku na předonoží při současném zvyšování podpatku. Ventrální posun těžiště musí být kompenzován.

Myslí se tím posturální změny, ke kterým dochází pokaždé, když si žena obuje boty na podpatcích. Tyto změny jsou patrné hlavně na trupu a kloubech dolních končetin (Pezzan, Sacco & Joao, 2009, p. 399).

Ve studii Opila-Corella (1990, p. 28) nebyly signifikantní rozdíly směrového vektoru reakční síly u mladých a starších žen, které nosily podpatky a ani mezi těmi zkušenými a nezkušenými uživatelkami této obuvi. Jiná studie sledovala vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní složku reakční síly podložky během chůze na třech různých výškách podpatku (Snow & Williams in Russell, 2010, p. 167). Výsledkem byl nárůst všech těchto složek reakční síly při narůstající výšce podpatku.

3.3 Vliv podpatků na bederní páteř

Russell (2010, p. 166) poukázal na souvislost chůze na vysokých podpatcích a bolestí v bederní krajině u žen, co pravidelně nosily podpatky. Na této bolesti se mohou podílet změny zakřivení páteře, která vycházely u různých autorů jinak (viz. Tab. 1, s. 28). Opila et al. (in Russell, 2010, p. 167) nastínili model, který vychází z domněnky, že s rostoucí plantární flexí v hleznu dojde ke kompenzaci v jiné části kinetického řetězce, a to v oblasti m. iliopsoas, který produkuje hyperlordózu. Buehler (in Russell, 2010, p. 167) potvrzuje, že se kompenzace nedostatečné plantární flexe v hlezenním kloubu děje v lumbálním regionu, kde dochází ke zvyšování náklonu pánve dopředu a dolů. S tímto tvrzením nesouhlasí Bogduk, Percy & Hadfield (1992, pp. 118-119), kteří o m. psoas major tvrdí, že je morfologicky a geometricky předurčen k aktivitě, která se vztahuje ke kyčelnímu kloubu. Ve vztahu k bederní páteři (Lp) je jeho funkcí pouze stabilizace lumbálních segmentů. Ve stoji jsou jeho momenty působení velmi malé. Pouze flexe všech komponent m. psoas major vede k flexi bederní páteře. Nicméně ani celkový působící moment sám nestačí na flexi Lp během napřímení.

Tabulka 1 Výsledné síly při stoji na podpatku o velikosti 30, 50 a 70 mm (směr sil je reprezentován šipkami) (Russell, 2010, p. 169)

Autor, rok	Počet probandů	Výška podpatku	Měřicí technika	Lordóza	Komentář
Bendix et al., 1984	18 žen	2,5; naboso; 4,5cm	Inklinometr	↓	Při testování využili autoři dřevěné klínky (v oblasti pat).
Opila et al., 1988	12 žen a 7 mužů	Naboso; 6,4 cm a 7 cm	Reflektivní body na těle se systémem 4 kamer	↓	Autoři: snížení je pouze krátkodobý efekt, z dlouhodobého hlediska poukazují na zvýšení lordózy.
Opila-Correia, 1990	14 žen (mladší vs. starší)	1,6 cm a 6,1 cm	Reflektivní body na těle se systémem 5-ti kamer	↓ ↑	Zvýšení u třech mladých dívek, u starších žen došlo ke snížení
De Lateur et al., 1991	7 žen a 9 mužů	Obuv bez podpatku, naboso a 3,4 cm vysoký podpatek	Fotografické měření úhlu mezi Th12 a os sacrum	Žádná změna	
Snow & Williams, 1994	11 žen	1,9 cm; 3,8 cm a 7,6 cm	Trigonometrické měření zakřivení páteře	Žádná změna	Autoři: poukazují na individuální posturální variabilitu danou výškou, hmotností a dalšími parametry.
Franklin et al., 1995	15 žen	Naboso a 5 cm	Elektrogoniometr	↓	Autoři využili dřevěné klínky pod patu.
Lee et al., 2001	5 žen	Naboso; 4,5 cm a 8 cm	Fotografické měření úhlu značek na laterální straně těla	↑	Tato metoda nebyla blíže popsána a značky na laterální straně nereprezentují přesné zakřivení páteře.

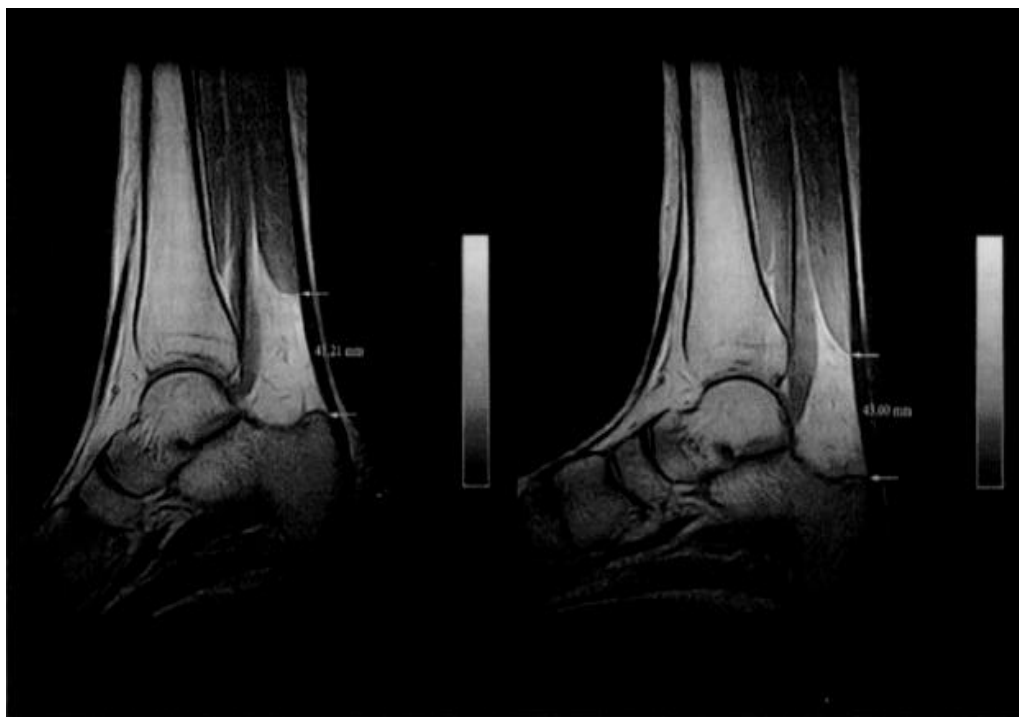
Ebrahimi an & Ghaffarin ejad, 2004	60 žen	Neuvádí se	Data jsou poskytnuta na základě interview	↑	K dispozici je pouze abstrakt bez metodiky.
Innes et al., 2008	40 žen	6,5 cm	Počítačová platforma a 8 cm vysoký jehlový podpatek	Žádná změna	

Některé studie zjistily zmenšení lordózy nebo žádnou změnu v oblasti bederní páteře a v postavení pánve, což může souviset s malými vzorky probandů (Menz & Lord, 1999, p. 347; Russell et al., 2012, p. 146).

3.4 Vyšetření měkkých tkání pomocí magnetické rezonance

Vysoké podpatky umisťují lýtkový sval a jeho svalově - šlachovou jednotku do zkrácené pozice. Přestože patří svaly a šlachy mezi ohebné tkáně, může chronické používání podpatků vést k funkčním a strukturálním změnám m. triceps surae. Při testování na zvířatech se ukázalo, že dlouhodobá imobilizace ve zkrácené pozici svalu způsobuje ztrátu sarkomer v sérii. V běžném životě je častější zkrácení svalově - šlachové jednotky při stoji a chůzi na podpatcích (viz obr. 7, s. 30). Henzog et al. (in Csapo et al., 2010, p. 2582) navazuje na výše zmíněnou hypotézu, že adaptaci měkkých tkání může vyprovokovat nejen imobilizace, ale také chůze na podpatcích.

Obrázek 7 Sagitální snímek MRI svalově – šlachové jednotky při stoji na dřevěných klíncích - vlevo a při stoji naboso – vpravo (Csapo et al., 2010)



Legenda k obr. 7

Vlevo- stoj na dřevěných klíncích, délka Achillovy šlachy 41, 21 mm

Vpravo-stoj rovném povrchu, délka Achillovy šlachy 43, 00 mm

Výsledky studie Csapo et al. (2010, p. 2585) navíc poukázaly, že dlouhodobé používání této obuvi vede ke změně kontraktivity plantiflexorů. Dochází k nárůstu reakčních sil podložky, na kterých se podílí zvýšení svalové a šlachové síly, což dále vede k hypertrofii šlachy. Pravidelné užívání obuvi NP vede ke zkrácení m. gastrocnemius společně se zvětšením objemu a tuhosti Achillovy šlachy, což způsobí omezení aktivního rozsahu pohybu v hleznu. U žen, které pravidelně nosily 5x týdně obuv na 5 cm podpatcích bylo zjištěno zkrácení Achillovy šlachy o 13 % oproti ženám v kontrolní skupině. Tyto výsledky podporují hypotézu, že se svalová struktura adaptuje na chronické změny.

3.5 Vliv podpatků na posturální stabilitu u mladých jedinců

Průběh dětského vývoje je úzce spjatý s posturální variabilitou, která vzniká jako reakce na balanční problémy související se změnami tělesných proporcí. Předpubertální, ale i časná postpubertální fáze je rozhodující k formování postury. Důležité externí faktory, jako je například obuv, mohou ovlivňovat posturu dolní končetiny, chůzi a klenbu nohy. Plantární fascie má společně se svaly bérce významný vliv na tvarování mediální podélné klenby. Pokud je fascie protažená a /nebo svaly bérce jsou oslabené, dojde ke kolapsu podélné klenby. V opačném případě může dojít ke zkrácení fascie i „extrinsic“ svalů a současnému zvýšení mediálního archu (Pezzan, Sacco & Joao, 2009, pp. 399).

U dětí a adolescentů je pokládáno valgózní postavení subtalárního kloubu za fyziologické. Skupina adolescentních dívek, která pravidelně nosila obuv NP, vykazovala signifikantně nižší valgózní úhel kalkanea, než skupina dívek, co podpatky nenosí. Jedním z důvodů varózního postavení nohy je zkrácení extenzorů a invertorů akra pro zajištění vyšší posturální stability při stoji na vysokých podpatcích (Pezzan, Sacco & Joao, 2009, pp. 399-402).

3.6 Vliv podpatků na posturální stabilitu u seniorů

Téměř jedna třetina seniorů nad 65 let má zkušenost s pádem, alespoň jednou za rok (Koepsell et al., 2004). Chodidla jsou jedním ze zdrojů informací, a tak se očekává, že každá změna styčné plochy, tedy chodidla nebo podlahy, může vést k poruše posturální stability a pádu. Touto změnou může být obuv na vysokých podpatcích, která mění základní postavení kloubů nohy (Menz & Lord, 1999, p. 346).

Finlay (in Menz & Lord, 1999, p. 346) zhodnotil, že pouze 53 % seniorů nosí adekvátní obuv. Mezi nevhodnou obuv zařadil na vysokých nebo úzkých podpatcích a s kluzkou podrážkou.

Studie autorů Lord & Bashford (in Menz & Lord, 1999, p. 348) se zaměřili na testování posturální stability. Autoři označili jako nejlepší posturální stabilitu

za podmínek naboso, zatímco v testu limity stability v anteroposteriorním směru se ukázala nejlepší posturální stabilita v obuvi na nízkém podpatku.

4 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl

Cílem práce je objektivizovat vliv výšky podpatků na posturální stabilitu u zdravých žen. Zaměřili jsme se na změny mezi jednotlivými výškami klínku (podpatku), ale také na rozdíl mezi pravidelnými a nepravidelnými uživatelkami obuvi na podpatcích.

Hypotézy

H₀₁: Mezi pravidelnými a nepravidelnými uživatelkami obuvi na podpatcích není rozdíl v posturální stabilitě v podmínkách 1-6 posturografického testu SOT:

- a) *při stojí naboso*
- b) *při stojí na 1 cm klíncích*
- c) *při stojí na 5 cm klíncích.*

H₀₂: S rostoucí výškou podpatku se hodnoty v 6. podmínce posturografického testu SOT nemění:

- a) *u skupiny A*
- b) *u skupiny B.*

H₀₃: Doba latence se nemění ve směrech podtrhu dopředu a dozadu u obou skupin a stojí na 5 cm klíncích:

- a) *pro levou končetinu*
- b) *pro pravou končetinu.*

H₀₄: Nepochází ke zvyšování reakční síly podložky I. měření ADT testu u obou skupin při stojí:

- a) *naboso a na 1 cm klíncích*
- b) *naboso a na 5 cm klíncích.*

Hypotéza H_05 : V rámci postugrafického testu LOS nedochází ke snižování rozsahu pohybu v 1. směru při stoji:

c) naboso a na 1 cm klíncích

d) naboso a na 5 cm klíncích.

5 METODIKA VÝZKUMU

Měření a následné vyhodnocení výsledků probíhalo v Kineziologické laboratoři na oddělení Rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc.

5.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Zkoumaný soubor tvořilo 25 zdravých žen v průměrném věku 24 let, průměrné výšky 169 cm a hmotnosti 60 kg. Celkový počet žen byl rozdělen na dvě skupiny. V první skupině bylo 10 žen, které chodí příležitostně v obuvi s podpatky (alespoň 1x za měsíc). Druhá skupina obsahovala 10 žen, které chodí 5x týdně v obuvi na podpatcích o minimální výšce 5 cm. Do studie byly zahrnuty pouze ženy bez neurologické, ortopedické a traumatologické anamnézy. Na základě vstupní anamnézy a klinického vyšetření jsme případně mohli vyloučit probandy, jejichž stav by nevyhovoval požadavkům testovaného souboru. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas, kde byli seznámeni s průběhem měření (viz Příloha 2, s. 78).

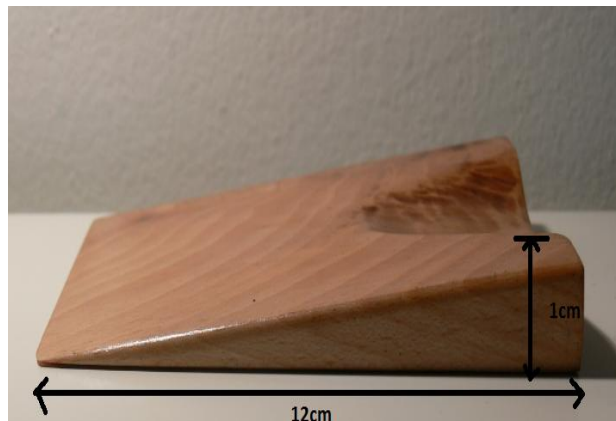
5.2 Klinické vyšetření

Testované ženy vyplnily před klinickým vyšetřením dotazník, kde byly dotázané na věk, výšku, hmotnost a frekvenci chůze na podpatcích (viz Příloha 2 a 3, s. 78-79). Součástí klinického vyšetření byl také test zkrácení m. triceps surae dle svalového testu podle Jandy. Pro zařazení do testovaného souboru museli mít probandi negativní test na zkrácení m. triceps surae. Rovněž jsme zaznamenali souvislost mezi výškou podpatku a subjektivním pocitem komfortu.

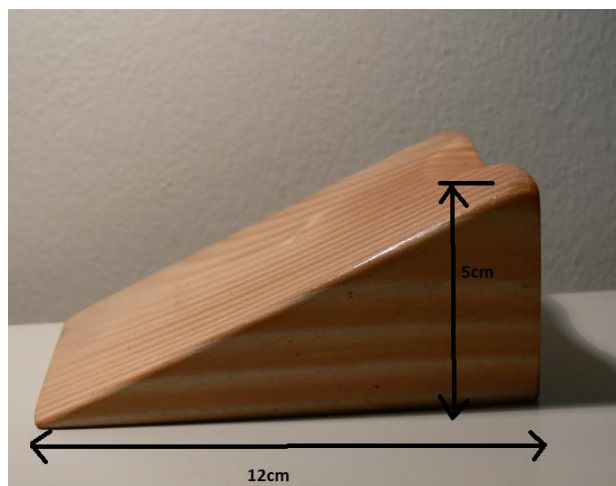
5.3 Pomůcky

Pro tento projekt byly zhotoveny 2 páry klínků pod patu a střední část nohy. V nejvyšší části klínku, v oblasti paty, byla vytvořena menší prohlubeň tak, aby přechod nebyl příliš strmý a odpovídal podobnému postavení nohy v botě. Klínky byly vytvořeny ve velikostech 1 a 5 cm (viz obr. 8 a 9). Naspod každého klínku byl umístěn protiskluzový materiál pro zamezení pohybu klínků během testování.

Obrázek 8 Klínek o výšce 1 cm



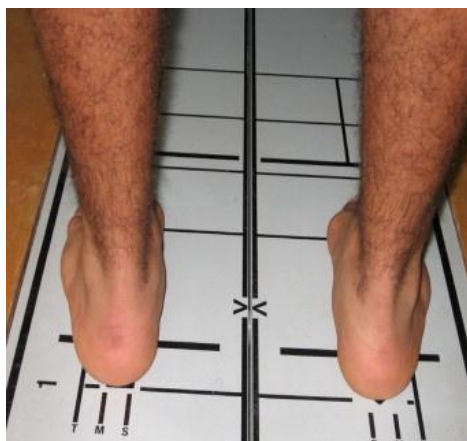
Obrázek 9 Klínek o výšce 5 cm



5.4 Příprava na posturografické měření

Vyšetřovaná osoba si oblékla elastické kalhoty nebo šortky, aby neměla omezenou pohyblivost v kolenních a kyčelních kloubech. Poté si stoupla do posturografické kabiny bosá. Poloha pat byla přesně daná. Vnitřní kotník byl umístěn nad širokou modrou linií silové plošiny a zevní kotník byl umístěn v závislosti na tělesné výšce vyšetřované nad průsečíkem široké modré linie s linií S, M nebo T (viz obr. 10). Testovaná žena byla instruována o tom, že nesmí pohybovat nebo odlepovat chodidla od podložky nebo klínku, má stát vzpřímeně a ruce mít podél těla.

Obrázek 10 Postavení dolních končetin na silové plošině (Moussa et al., 2009)



5.5 Vlastní měření

U vyšetřovaných žen jsme zkoumali posturální stabilitu v klidném bipedálním stoju pomocí dynamické počítačové posturografie (NeuroCom). Testovali jsme aspekty posturální kontroly během alterací stoje (modul Smart Equitest System). Tento systém hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném stoju za předem definovaných podmínek. Při testování nás konkrétně zajímaly hodnoty ze Sensory Organization Test (SOT), Motor Control

Test (MCT), Adaptation Test (ADT) a Limits of Stability (LOS). Ve stejném znění bylo také řazení testů.

V měření SOT jsme se zaměřili na posturální strategii mezi oběma skupinami žen a na vliv výšky podpatku na pohybovou strategii v rámci jednoho probanda v 6. podmínce testu. Měřilo se všech šest podmínek pro posouzení strategie posturální stability v závislosti na třech různých výškách klínku. Hodnotili jsme všechny testy SOT z důvodu zhodnocení jednotlivých sensorických systémů či jejich integraci v rámci posturální stability. V MCT byl zkoumaným parametrem Latency pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť, při největším podtrhu (Large) v předním i zadním směru. ADT test nám poskytl informaci o změně reakční síly podložky při stoji na různě vysokých klíncích při prvním testování. V posledním posturografickém testu LOS se hodnotila maximální volní exkurze pohybu v předním směru (Forward).

Testy byly provedeny celkem třikrát - nejprve při stoji na 5 cm vysokých klíncích, následoval stoj naboso a nakonec stoj na 1 cm vysokých klíncích. Klínky jsme podkládali ve střídavém sledu 5, 0, 1 cm, abychom se vyhnuli postupné svalové únavě při posledním měření s nejvyššími klínky.

5.6 Standardizace laboratorních podmínek

Vyšetřované ženy byly instruovány o tom, co se bude dít u testů SOT (zavřít/otevřít oči), MCT a ADT (pohyb podložky). U ostatních testů SOT nebyly vyšetřovaným ženám podávány informace, aby nedošlo ke zkreslení výsledků. Během výměny klínků proběhla 5 minutová přestávka. Při měření jsme se snažili zajistit tiché prostředí pro lepší koncentraci probanda.

5.7 Statistické zpracování dat

Statistické vyhodnocení dat jsme prováděli v programu Microsoft Excel a Statistica verze 6.0. U první hypotézy SOT a MCT testu neměly data normální

rozdělení, proto jsme k ověření nulové hypotézy použili nepárový Mannův-Whitneyův U test a Wilcoxonův test. Oba testy nevyžadují předpoklad normality. Pomocí těchto testů jsme vyhodnotili statisticky významný rozdíl ve vybraných parametrech. Pokud bylo $p < 0,05$ nulová hypotéza byla zamítnuta ve prospěch alternativy. U druhé hypotézy SOT nebyla normalita splněna, proto byl použit neparametrický test analýzy rozptylu Friedman Anova. U ADT a LOS testu byl splněn předpoklad normality. Bylo nutné otestovat shodu rozptylů srovnávaných skupin, pro které byl použit test ANOVA. Nejprve se testovala hypotéza, že měly všechny skupiny stejnou střední hodnotu. Tato hypotéza byla zamítnuta, protože rozptyly nebyly shodné. Pro zjištění signifikantní rozdílu mezi skupinami byla použita metoda mnohonásobného porovnávání – Tukeyův HSD test. Stejný postup byl aplikován i u testu LOS. Všechny hypotézy jsme testovali jako nulové.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Hypotéza H₀₁: Mezi pravidelnými a nepravidelnými uživatelkami obuvi na podpatcích není rozdíl v posturální stabilitě v podmínkách 1-6 posturografického testu SOT:

- a) při stojí naboso
- b) při stojí na 1 cm klínku
- c) při stojí na 5 cm klínku.

V tabulce 2 se porovnávaly data Strategy Analysis probandů ze skupiny A (pravidelné uživatelky obuvi NP) s hodnotami skupiny B (nepravidelné uživatelky) při stojí naboso, na 1 cm podpatku a na 5 cm podpatku. V tabulce 2 jsou testované podmínky a k nim dosažená hladina významnosti p.

Tabulka 2 Porovnání hodnot Strategy Analysis mezi probandy skupiny A a B

Strategy Analysis (0 cm)	p-level	Strategy Analysis (1 cm)	p-level	Strategy Analysis (5 cm)	p-level
A 01 x B 01	0,427	A 11 x B 11	0,940	A 51 x B 51	0,307
A 02 x B 02	0,241	A 12 x B 12	0,450	A 52 x B 52	0,385
A 03 x B 03	0,307	A 13 x B 13	0,273	A 53 x B 53	0,521
A 04 x B 04	0,571	A 14 x B 14	0,257	A 54 x B 54	0,821
A 05 x B 05	0,089	A 15 x B 15	0,059	A 55 x B 55	0,597
A 06 x B 06	0,910	A 16 x B 16	0,131	A 56 x B 56	0,226

Legenda k tabulce 2

p- level...hladina významnosti

A 01 ... Proband skupiny A, naboso, 1. podmínka SOT

B 11 ... Proband skupiny B, 1 cm podpatek, 1. podmínka SOT

B 52 ... Proband skupiny B, 5 cm podpatek, 2. podmínka SOT

Komentář k hypotéze H₀₁

Nenašli jsme statisticky významný rozdíl mezi skupinou A a B při stojící naboso, na 1 cm a 5 cm klínku ve všech podmínkách posturografického testu SOT. *Hodnoty Strategy Analysis jsou $p > 0,05$, nulovou hypotézu H₀₁ potvrzujeme.*

5.2 Výsledky k H₀₂

Hypotéza H₀₂: S rostoucí výškou podpatku se hodnoty v 6. podmínce posturografického testu SOT nemění:

a) u skupiny A

b) u skupiny B.

V tabulce 3 je ukázka zpracování výsledků u probanda číslo jedna ve skupině A a probanda jedna ve skupině B. Testoval se rozdíl hodnot Strategy Analysis v rámci stoje naboso, na 1 cm a 5 cm klínku, pro 6. podmínku SOT. Na obr. 10 a 11 (viz s. 42-43) uvádíme také grafické znázornění všech tří hodnot (naboso, 1 cm a 5 cm klínek) u každého probanda zvlášť.

Tabulka 3 Porovnání hodnot Strategy Analysis v rámci jednoho probanda v 6. podmínce SOT

Strategy Analysis	Výška klínku	Průměr	Směrodatná odchylka	p-level
Skupina A	A 06	82,80	3,43	p=0,28
	A 16	84,50	4,81	
	A 56	83,00	3,92	
Skupina B	B 06	79,30	10,12	p=0,22
	B 16	81,20	5,73	
	B 56	79,80	5,45	

Legenda k tabulce 3

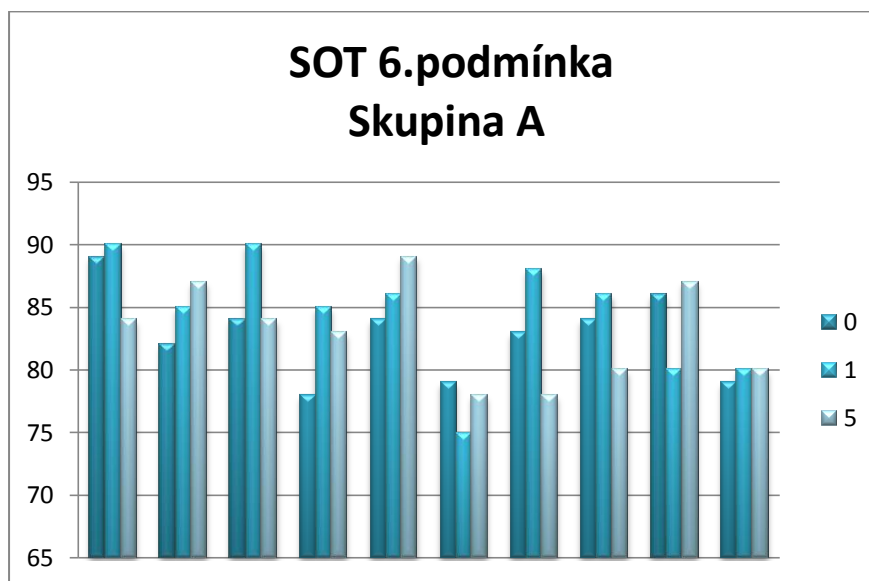
A ... uživatelky obuvi na podpatcích

B ... ženy, které běžně nenosí obuv na podpatcích

A 06 ... proband skupiny A, stoj naboso 0, 6. podmínka SOT

p-level ... hladina významnosti

Obrázek 11 Grafické znázornění změny parametru Strategy Analysis s rostoucí výškou klínku u skupiny A



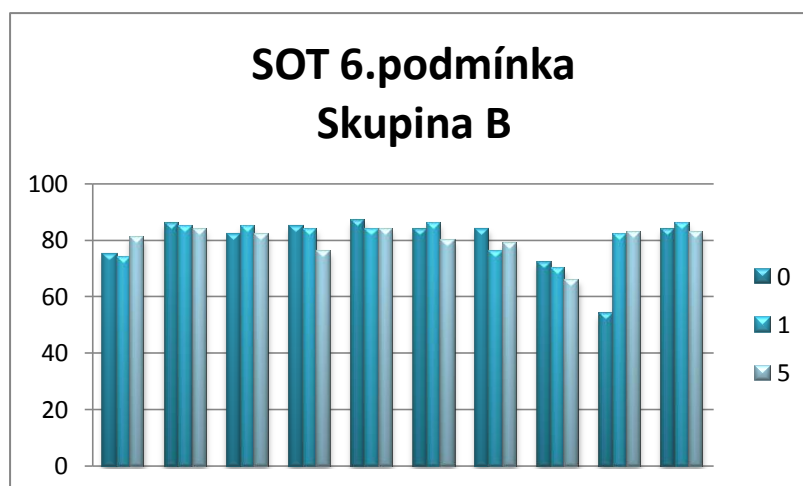
Legenda k obr. 10

- Osa x ... proband (1-10)
- Osa y ... hodnoty Strategy Analysis (%)
- 0 ... stoj naboso
- 1 ... stoj na 1 cm klínku
- 5 ... stoj na 5 cm klínku

Komentář k hypotéze H₀₂

Z hodnot Strategy Analysis nevyšel u žádného měřeného probanda statisticky významný rozdíl při stožení naboso, na 1 cm a 5 cm klíncích v 6. podmínce posturografického testu SOT. *Nulovou hypotézu H₀₂ tedy potvrzujeme.*

Obrázek 12 Grafické znázornění změny parametru Strategy Analysis s rostoucí výškou klínku u skupiny B



Legenda k obr. 11

- Osa x ... proband (1-10)
- Osa y ... hodnoty Strategy Analysis (%)
- 0 ... stoj naboso
- 1 ... stoj na 1 cm klínku
- 5 ... stoj na 5 cm klínku

5.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza H₀₃: Doba latence se nemění ve směrech podtrhu dopředu a dozadu u obou skupin a stojí na 5 cm klíncích:

- a) *pro levou končetinu*
- b) *pro pravou končetinu.*

V níže uvedené tabulce 4 (viz s. 44) je zaznamenán parametr Latency, který znázorňuje dobu mezi podtrhem plošiny a reakcí probanda. Podtrh plošiny byl prováděn ve dvou směrech – dopředu a dozadu. V tomto měření jsme nerozlišovali rozdíl mezi skupinami, ale rozdíl v latenci největšího podtrhu pro levou a pravou dolní končetinu ve směru dopředu a dozadu. Na základě níže uvedené popisné charakteristice (viz tab. 4, s. 44) byla normalita zamítnuta a následně zvolen Wilcoxonův párový test pro stanovení statistické významnosti (viz tab. 5 a 6, s. 44). Pro přehlednější znázornění byly použity grafy (viz obr. 12 a 13, s. 44).

Tabulka 4 Základní popisná charakteristika parametru Latency pro levou a pravou DK

Latency	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
LDK dopředu	128,17	116,67	163,33	13,18
LDK dozadu	122,33	106,67	153,33	11,80
PDK dopředu	128,67	116,67	180,00	15,27
PDK dozadu	123,67	110,00	150,00	11,59

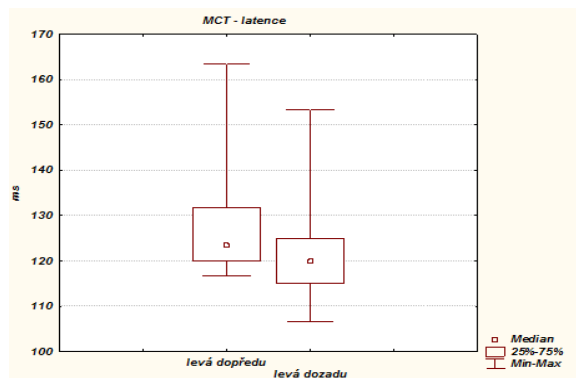
Tabulka 5 Latence pro levou DK ve směru vpřed a vzad

Latency	p-level
LDK dopředu & LDK dozadu	0,05

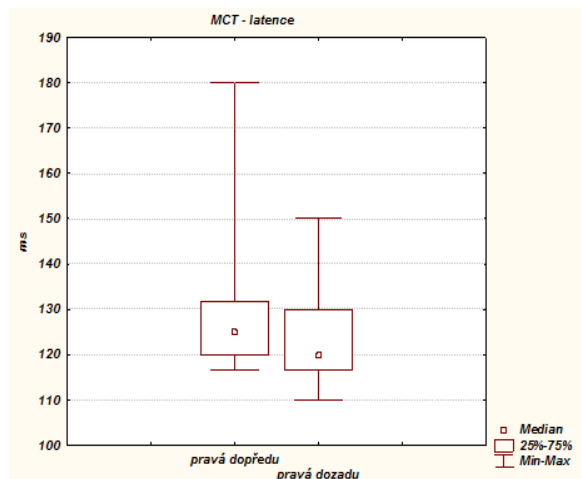
Tabulka 6 Latence pro pravou DK ve směru vpřed a vzad

Latency	p-level
PDK dopředu & PDK dozadu	0,02

Obrázek 13 MCT Latence podtrhu dopředu a dozadu u levé DK



Obrázek 14 MCT Latence podtrhu dopředu a dozadu u pravé DK



Komentář k H₀₃

Rozdíl mezi latencí největšího podtrhu (Large) ve směru dopředu a podtrhem dozadu vyšel pro levou dolní končetinu jako statisticky významný $p < 0,05$. Stejně jako u levé dolní končetiny, tak i u pravé DK vyšel statisticky významný rozdíl $p < 0,05$ pro parametr Latency mezi podtrhem plošiny dopředu a dozadu *Nulovou hypotézu tedy zamítáme pro hodnoty Latency pro levou i pravou dolní končetinu.*

5.4 Výsledky k hypotéze H₀₄

H₀₄: Nedochozí ke zvyšování reakční síly podložky I. měření ADT testu u obou skupin při stojí:

- a) *naboso a na 1 cm klíncích*
- b) *naboso a na 5 cm klíncích.*

Pro testování hypotézy byla zvolena analýza rozptylu – Anova. Výsledky byly zpracovány do grafické podoby (viz obr. 14 a 15, s. 47).

Tabulka 7 Základní popisná charakteristika reakční síly u skupiny A

Skupina A	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Naboso	66,60	48,00	96,00	14,77
1 cm	67,20	43,00	88,00	13,85
5 cm	89,30	53,00	122,00	22,94

Tabulka 8 Statistická významnost reakční síly podložky u skupiny A

p-level	0,01
---------	-------------

Tabulka 9 Dosažené hladiny významnosti reakční síly podložky pro jednotlivé kombinace stoje u skupiny A (Turkeyův HSD Test)

	Naboso	1 cm klínek	5 cm klínek
Naboso	-	1,00	0,02
1 cm klínek	1,00	-	0,03
5 cm klínek	0,02	0,03	-

Tabulka 10 Statistická významnost reakční síly podložky u skupiny B

Skupina B	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Naboso	66,60	48,00	96,00	14,77
1 cm	67,20	43,00	88,00	13,85
5 cm	89,30	53,00	122,00	22,94

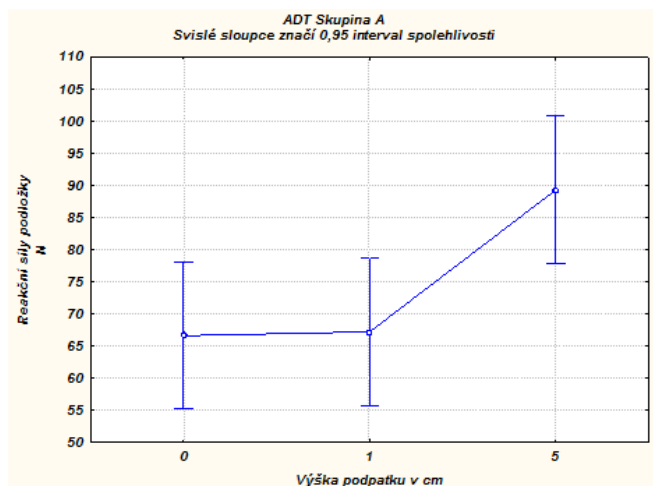
Tabulka 11 Statistická významnost reakční síly podložky pro skupinu B

p-level	0,01
---------	-------------

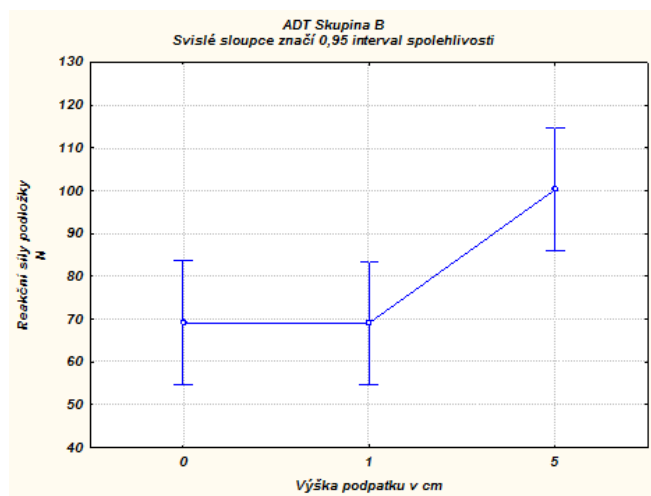
Tabulka 12 Dosažené hladiny významnosti reakční síly podložky pro jednotlivé kombinace stoje u skupiny B (Turkeyův HSD Test)

	Naboso	1 cm klínek	5 cm klínek
Naboso	-	1,00	0,01
1 cm klínek	1,00	-	0,01
5 cm klínek	0,01	0,01	-

Obrázek 15 Změna reakční síly podložky s rostoucí výškou klínku u skupiny A



Obrázek 16 Změna reakční síly podložky s rostoucí výškou klínku u skupiny B



Komentář k H_04

Pro obě skupiny žen vyšly statisticky významné hodnoty reakční síly při testování shody středních hodnot. U skupiny A i B byla statisticky významná kombinace stoje naboso a stoje na 5 cm klíncích a kombinace 1 cm a 5 cm klínců. *Nulovou hypotézu zamítáme pro stoj naboso a na 1 cm klíncích a také pro stoj naboso a na 5 cm klíncích.* Můžeme tedy říci, že s rostoucí výškou klínku dochází ke zvyšování reakční síly podložky.

5.5 Výsledky k hypotéze H₀₅

Hypotéza H₀₅: V rámci postgrafického testu LOS nedochází ke snižování rozsahu pohybu v 1. směru při stoji:

a) naboso a na 1 cm klíncích

b) naboso a na 5 cm klíncích.

Zkoumaným parametrem byl Maximal excursion, tedy maximální rozsah volního pohybu ve směru vpřed. Grafické srovnání skupiny A a B je uvedeno na obr. 16 a 17 (viz s. 49).

Tabulka 13 Základní popisná charakteristika maximální exkurze pohybu u skupiny A

Skupina A	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Naboso	89,80	73,00	104,00	10,12
1 cm	78,40	50,00	93,00	13,94
5 cm	66,90	39,00	90,00	17,22

Tabulka 14 Statistická významnost parametru maximální exkurze pro skupinu A

p-level	0,005
---------	--------------

Tabulka 15 Dosažené hladiny významnosti maximální exkurze pro jednotlivé kombinace stoje u skupiny A (Turkeyův HSD Test)

	Naboso	1 cm klínek	5 cm klínek
Naboso	-	0,19	0,003
1 cm klínek	0,19	-	0,18
5 cm klínek	0,003	0,18	-

Tabulka 16 Základní popisná charakteristika maximální exkurze u skupiny B

Skupina B	Střední hodnota	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Naboso	81,80	74,00	95,00	6,71
1 cm	71,40	49,00	85,00	11,84
5 cm	59,20	35,00	93,00	17,08

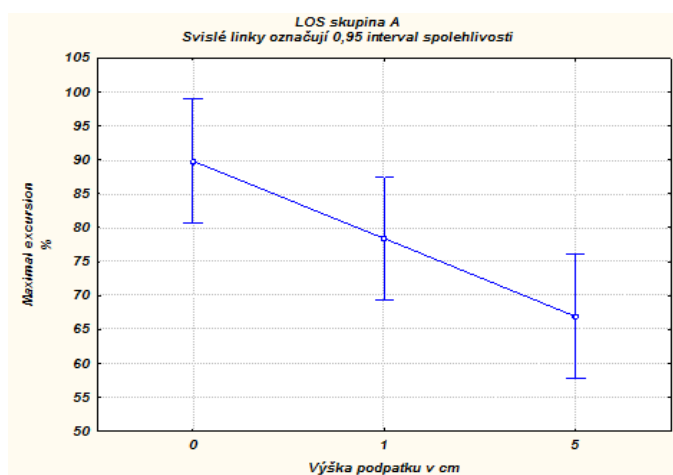
Tabulka 17 Statistická významnost parametru maximální exkurze pro skupinu B

p-level	0,002
---------	--------------

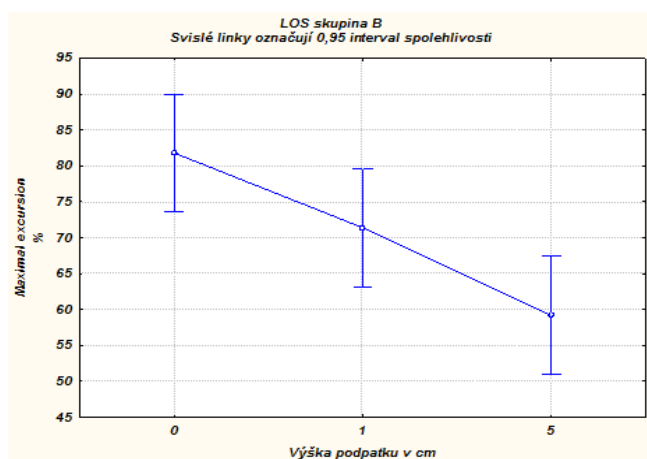
Tabulka 18 Dosažené hladiny významnosti maximální exkurze pro jednotlivé kombinace stoje u skupiny B (Turkeyův HSD Test)

	Naboso	1 cm klínek	5 cm klínek
Naboso	-	0,18	0,001
1 cm klínek	0,18	-	0,10
5 cm klínek	0,001	0,10	-

Obrázek 17 Vliv výšky klínku na maximální exkurzi pohybu vpřed u skupiny A



Obrázek 18 Vliv výšky klínku na maximální exkurzi pohybu vpřed u skupiny B



Komentář k hypotéze H₀₅

Statisticky významné byly vyhodnoceny shody středních hodnot u skupiny A i B, které měly $p < 0,05$. Srovnání stoje naboso a na 1 cm klíncích se ukázal jako statisticky nevýznamný, nicméně v grafické podobě můžeme vidět klesavou tendenci, kdy s rostoucí výškou dochází k omezení maximálního volního pohybu dopředu. *Nulovou hypotézu potvrzujeme pro stoj naboso a na 1 cm klíncích.*

U obou skupin se ukázala signifikantně význačná kombinace stoje naboso a stoje na 5cm klíncích, kde byl rozdíl mezi hodnotami Maximal excursion nejvyšší. *Nulovou hypotézu tedy zamítáme.*

6 DISKUZE

Diskuze k metodice

V dostupné literatuře, která byla založena na Evidence based medicine (EBM), se problematikou stoje na podpatcích a posturálními reakcemi zabývalo jen málo autorů. Proto jsme se rozhodli toto téma osvětlit a poukázat na důsledky v rámci prevence i klinické praxi. Tato diplomová práce se zabývá hodnocením posturální stability u zdravých žen při stoji na různě vysokých klíncích.

Metoda korkových nebo dřevěných podložek byla využívána u autorů Edwards et al. (2008, p. 3); Bendix et al. (in Russell, 2010, p. 169), Franklin et al. (1995, p. 95). Přestože má tato metoda jisté limity, umožnila nám překonat metodologické otázky se standardizací stoje ve vlastní obuvi (Franklin et al., 1995, p. 98). Je potřeba podotknout, že stoj na klíncích imituje spíše stoj na platformě, kde je současně podepřena střední část nohy. Při stoji na podpatcích je hmotnost především na patě a předonoží, zatímco střední část nohy je podepřena minimálně (Franklin et al., 1995, p. 98). Základ klínků byl vyroben podle přesných rozměrů autorů Edwards et al. (1995, p. 3). Nověji jsme přidali na vrchol klínku prohlubeň a protiskluzovou podložku, aby nedocházelo k pohybu mezi klínky a posturografickou silovou plošinou. Nicméně během měření nebyl zajištěn trvalý kontakt nohou a klínků, např. u LOS, kdy se dívky měly naklonit dopředu. Chyběla tedy pevná fixace, která je v obuvi NP zajištěna přes nárt řemínkem či jiným mechanismem. Testované ženy byly pouze instruované, že nesmí porušit kontakt s klínkem. Myslíme si, že kontakt nohy a klínku nebyl natolik pevný jako v obuvi NP, ovšem i v tomto případě by mohlo docházet k vyzutí bot při náklonu těla dopředu. Jistou limitací výzkumu byl také zvolený soubor měřených probandů. U zdravých mladých žen se neukázaly výraznější výsledky, proto by bylo vhodné zaměřit se na porovnání mladších a starších žen, kde by se mohly ukázat rozdíly v parametrech posturální stability. Do baterie testů bychom zařadili dynamické testy v prostoru, které by mohly přinést odlišnosti v hodnotách posturální stability. Souvislosti chůze na podpatcích a aktivitou svalů se zabývalo nemalé množství autorů, s jejichž studiemi by se daly výsledky následně porovnat.

Diskuze k teoretickým poznatkům

Lidská noha je velmi složitá součást pohybového aparátu, která se podílí především na lokomoci. Při každém kroku se uplatní její opora s přenosem hmotnosti těla na podložku. Přesto není jejím „oblíbeným“ výkonem dlouhý stoj, který unavuje, ale pohyb (Gallo et al., 2011, s. 137). Nicméně se najdou v běžném životě situace, kdy jsme nuceni dlouhodobě stát např. v zaměstnání nebo v dopravních prostředcích. Kromě významné oporné funkce jsou chodidla důležitým aferentním vstupem informací, které detekují zejména vlastnosti terénu, které jsou nezbytné, jak pro posturální stabilitu, tak pro lokomoci, která je její součástí. Kvalita těchto informací společně s biomechanickými aspekty se může například vlivem obuvi změnit a ovlivnit nejenom chodidlo jako takové, ale také celkové držení těla a chůzi.

Akra našich dolních končetin by měly být v rámci kvalitní a dlouhodobé funkce, stabilní a zároveň elasticky podpořenou strukturou. Hlavní rozsah a kontrola probíhá v horním a dolním zánártním skloubení. Stoj na podpatcích vyvolává v hlezenním kloubu plantární flexi, která se odvíjí od výšky podpatku. Biomechanikou všech skloubení se zabývalo několik studií s baletkami. Jsme si vědomi, že se nejedná o totožnou situaci, protože jde u baletek o aktivně vyvolanou pozici pomocí plantárních flexorů, zatímco u žen na podpatcích je noha pasivně podepřena v plantární flexi (PF).

Vyšší výška podpatku způsobuje kromě trvalého plantiflexního postavení v hlezenním kloubu také inverzi kalkanea, což se projeví varózním postavením zadní části nohy. Fyziologicky je varozita spojena s pronací předonoží v subtalárním a transverzotarzálním kloubu. Studie autorů (Pezzan, Sacco & Joao, 2009, p. 402) zjistila vyšší varózní úhel kalkaneu u adolescentek, které nosily pravidelně obuv NP. Jedním z důvodů varozity je podle výše zmíněných autorů zkrácení extenzorů a invertorů akra pro zajištění posturální stability. Stoj a chůze za takto nastavených výchozích podmínek působí velké napětí dorzálních ligament hlezna, přední části kapsuly v talokrurálním kloubu, problémy v os trigonum, retrokalkaneární burzitidu, tenosynovitidu m. flexor hallucis longus nebo m. peroneus longus. Mnohem častěji se setkáme u pravidelných uživatelů vysokých podpatků s více než jednou deformitou předonoží (Moraes, Mendes & Papinni, 2012, 2583).

Stoj na vysokých podpatcích mění distribuci tlaku. Při stoji naboso je hmotnost těla rozložena do třech bodů, které dohromady tvoří trojúhelník. Na podpatcích je tlak

především v oblasti paty a na hlavičkách metatarzů. Čím je podpatek vyšší, tím jsou větší nároky na předonoží. Střední část nohy, která za normálních podmínek uskutečňuje plynulé odvíjení plosky přes laterální paprsek nohy, je za těchto podmínek vyřazena. S rostoucí výškou podpatku dochází k redukci tlaku na IV. a V. MTT a současnému nárůstu v oblasti II. MTT. Tlaková redistribuce souvisí s varózním postavením paty a pronací v subtalárním kloubu (Cong et al., 2011, p. 2269; Simonsen et al., 2012, p. 20). Někteří autoři (Li et al., 2012, p. 672; Yung-Hui & Wei-Hsien, 2004, p. 361) provedli testování, zda má ortopedická vložka, umístěná v lokalitách nejvyššího tlaku, vliv na redukci tlaku. Výsledky potvrdily snížení tlakového působení o 25 % v oblasti paty a o 24 % v oblasti mediálního předonoží. Tyto ortopedické vložky měly pozitivní ohlas mezi uživatelkami, které se cítily komfortněji a netrpěly po chůzi NP bolestí chodidel. Jeden z dotazů v rámci ankety naší diplomové práce, bylo evidovat subjektivní komfort testovaných žen v rámci stoje naboso nebo na klíncích. Z celkového počtu probandů považovalo 18 žen za nejkomfortnější stoj na 1 cm klíncích, dva probandi uvedli stoj naboso.

Změna pozice těžiště se samozřejmě projeví i na změně silových parametrů. V oblasti mediální části předonoží dochází k nárůstu vertikální reakční síly v anteroposteriorním směru. S tím souvisí nárůst kolenního extenzorového a abdukčního momentu. Odlišná biomechanika celé dolní končetiny se projeví v dynamice celého těla a může tak potencovat dřívější degeneraci a rozvoj kolenní osteoartrózy. Zvyšování kolenní flexe je kompenzačním mechanismem, který snižuje reakční síly při iniciálním kontaktu chodidla při chůzi (Mika, 2012, p. 679). Nedostatečnost plantiflexe se projeví flexí v jiných segmentech (kolenou, kyčlích nebo bederní páteři). Spojitostí mezi nošením obuvi NP a bederním zakřivením se zabývá mnoho autorů a názory jsou velmi různorodé. Bendix et al. (in Russell, 2010, p. 169); Opila et al., 1988 (in Russell, 2010, p. 169) a Franklin et al. (1995, p. 98) ve svých studiích podporují názor, že má rostoucí výška podpatku vliv na zmenšení bederní lordózy. Naopak Lee et al. (2001, p. 325); Ebrahimian & Gfaffarinejad (in Russell, 2010, p. 169) a Opila-Correia et al., 1990 (in Russell, 2010, p. 169) zjistili prohloubení bederní křivky. Zbylí autoři De Lateur et al. (1991); Snow & Williams (in Russell, 2010, p. 169) a Innes et al. (in Russell, 2010, p. 169) a Russell et al. (2012, p. 152) ve svých výzkumech nezpozorovali žádné změny. Rozdílné názory mohou vznikat na základě rozdílných metodik výzkumu nebo odlišných měřených výšek podpatků.

Maroes et al. (2012, p. 2586) se zmiňují o obtížnosti nalezení strategie adaptace, která při stoji na podpatcích zajistí posturální stabilitu za nejekonomičtějších podmínek. Tím se potvrzuje i to, že má každý jedinec odlišnou variabilitu kompenzace tohoto stoje nebo chůze NP.

Předpokládá se, že při stoji a chůzi na vysokých podpatcích je vyšší aktivita svalů dolních končetin (DKK) a trupu, což vede k vyšším energetickým nárokům, rychlejšímu svalovému vyčerpání a následně brzkému nástupu únavy (Barton et al. in Simonsen et al., 2012, p. 26; Ebbeling et al., in Simonsen et al., 2012, p. 26; Gefen et al., 2002, p. 56). Při EMG analýze se ukázala nepřetržitá aktivita svalů bérce (m. TA, m. SO, m. GAM, m. GAL, m. PL), ale také zvýšená činnost stehenních svalů (m. QF, ischiokrurální svaly), břišních a zádočných svalů (Simonsen et al., 2012, p. 24; in Franklin et al., 1995, p. 9; Kyung-mi et al., 2010, p. 41; Stefanyshyn et al., 2000, p. 313). Lee et al. (2001, p. 324) zaznamenal při stoji a chůzi na podpatcích zvýšenou aktivitu m. erector spinae v oblasti L4/L5. Nezměněnou aktivitu popisuje u m. erector spinae v oblasti L1/L2 .

U žen, které nosí podpatky, se ukázalo, že m. gastrocnemius lateralis a m. peroneus longus byl daleko více náchylný k únavě v porovnání se ženami, které nenosí podpatky. Důvodem je pravděpodobně inverzní nastavení akra v obuvi na vysokém podpatku a následná snaha těchto svalů o návrat akra do neutrálního postavení (Gefen et al., 2002, p. 61). Gerber et al. (2012, p. 2) demonstrovali únavu kromě laterální hlavy m. gastrocnemius a m. peroneus longus také v mediální hlavě m. gastrocnemius. Podpatek vyšší než 5cm vedl k redukci počtu aktivovaných vláken v mediální hlavě m. gastrocnemius a k nárůstu počtu aktivních vláken v laterální hlavě m. gastrocnemius, což vede k inverznímu postavení a nestabilitě hlezenního kloubu.

S rostoucí potřebou zpevnit hlezenní kloub může souviset strukturální a funkční změna Achillovy šlachy, která je u uživatelů podpatků hypertrofická a zkrácená. Také došlo k redukci počtu sarkomer v sérii, což může podporovat teorii o adaptaci na chronickou aktivitu m. triceps surae ve zkrácené pozici. Svalovou únavou se blíže zabývali také autoři Gefen et al. (2002); Bisson et al. (2010) a Kanekar, Santos & Aruin (2008). Svalová únava plantárních flexorů se může projevit na posturální stabilitě. Únava plantárních flexorů se projeví zvýšenými posturálními výchylkami zejména při vyřazení vizuální kontroly. Vuillerme et al. (in Bisson et al., 2010, p. 482) demonstrovali, že zrak může kompenzovat únavu v rámci zachování posturální

stability. Svalová vyčerpanost se projevila ve výzkumu Odebiyi, Ajiboye & Jaja, (2011, p. 26), kde byl zjištěn nárůst metabolické aktivity a VO_2 při chůzi na různých vysokých podpatcích. Celkově je chůze na všech podpatcích energeticky náročnější pro svaly DK, ale také pro svaly dýchací.

Společně se svalovou únavou jsou prokázány změny v anticipačních mechanismech posturální kontroly, které afektují centrální nervové řízení ke změně posturální strategie. Dochází k redukci EMG signálu primárních svalů, které se podílí na generaci anticipačních mechanismů (m. semitendinosus a mm. erectores spinae) nebo dochází ke koaktivaci svalů (m. tibialis anterior a m. gastrocnemius lateralis), které se na generaci primárně nepodílejí (Kanekar et al., 2008, p. 1312).

Všechny tyto posturální změny a zvýšená aktivita svalů jsou ovlivněny především změnou těžiště. Kim et al. (2011, p. 603), Greene & Roberts (2004, p. 32), Lee et al. (2001, p. 325) se ve svých výzkumech potvrdili přesun těžiště směrem nahoru a dopředu. Tato změna vede k vyššímu zatížení předonoží (viz výše). Je známo, že se posturální výchylky zvyšují s posturálně náročnějšími situacemi. Náročnost zachování COM v BS je reflektováno ve variabilitě COP (reakční síle). Corbeil et al. (in Bisson et al., 2010, p. 482) prokázali nárůst rychlosti a amplitudy posturálních výchylek při vyřazené zrakové kontrole, zejména při stožení na jedné DK. Došlo k celkovému navýšení rychlosti COP v anteroposteriorním i mediolaterálním pohybu v situaci bez vizuální podpory. Autoři tak poukazují na jistou kompenzaci zrakového systému při posturálně náročných úkonech. Simmons (2005, p. 95) prokázal obdobnou závislost při porovnávání stability u bábulek a netrénovaných žen. Gerber et al. (2012, p. 4) pokládali za hlavní důvod nárůstu mediolaterálních oscilací COP únavu mediální a laterální hlavy m. gastrocnemius. Nigg et al., (2010, p. 1047) také zaznamenali vyšší exkurze oscilací COP při stožení v nestabilní obuvi. Předpokládali, že nestabilní obuv zvyšuje svalovou aktivitu a vede k facilitaci posturální kontroly. Testované ženy vykazovaly při stožení v nestabilní obuvi vyšší posturální výchylky v anteroposteriorním směru než vyšetřovaní muži, ale výsledek nebyl statisticky významný. Nárůst COP oscilací není způsoben rozdílnými antropometrickými faktory, ale nestabilní obuví.

5.1 Diskuze k hypotéze H₀₁

V rámci této hypotézy jsme očekávali rozdíl v posturální stabilitě mezi pravidelnými a nepravidelnými uživatelkami obuvi na podpatcích. Především jsme se zaměřili na Strategy Analysis (SA). Vzhledem k zúžené opěrné ploše a rostoucí výšce klínku jsme předpokládali nižší procentuální hodnoty SA, které by podporovaly využívání kyčelní strategie. Výsledky byly u obou skupin srovnatelné a nedošlo k žádnému výraznému rozdílu, což může svědčit pro kvalitní funkci senzoricke integrace zdravých žen.

Na posturální stabilitu má vliv také věk testovaných jedinců. V našem výzkumu se jednalo pouze o mladé zdravé ženy. Pro budoucí měření by bylo vhodné porovnat probandy různých věkových skupin. Někteří autoři (Cohen et al., 1996, p. 42) porovnávali skupiny mladých a starších žen. Mladí lidé, kteří se podrobili výzkumu SOT (Cohen et al., 1996, p. 42) měli nižší hodnoty strategického skóre a využívali kombinaci kotníkové a kyčelní strategie, zatímco starší vyšetřovaní měli více variabilní skóre s širším rozsahem pohybových strategií. V našem výzkumu měly testované ženy vysoké procentuální hodnoty strategického skóre, což nasvědčuje pro dominanci kotníkové strategie, a to u všech výšek klínku. Nepotvrdila se tedy hypotéza, že při stoji na klíncích bude převažovat kyčelní strategie. Pro detailnější analýzu by bylo vhodné provést EMG záznam svalů DK, kde by se mohla ukázat vyšší aktivita kotníkových nebo kyčelních svalů při stoji naboso a na klíncích.

Ve studii (Simmons, 2005, p. 87-97) bylo porovnáváno všech 6 podmínek SOT, tak jako v našem měření. Simmons (2005, p. 87-97) zjistil statisticky významné rozdíly v 5. a 6. podmínce mezi skupinou baletek a netrénovaných žen. Čím byly posturální nároky vyšší, tím docházelo ve skupině baletek k nárůstu posturálních vychylek a ke změně kotníkové strategie ve prospěch kyčelní. Posturálně tedy baletky hůře zvládaly situace, kde byl narušen somatomotorický systém i zraková kontrola. Zrak tedy hraje klíčovou roli, který kompenzuje narušený somatomotorický systém. Jednou z našich hypotéz bylo, že stejně jako baletky mohly mít i „naše ženy“ určitým způsobem změněnou kvalitu posturální kontroly za ztížených podmínek. Námi testované ženy byly schopné kompenzovat poruchu senzoricke systémů současně s posturálně náročnějšími podmínkami jako byl stoj na klíncích.

Whitney & Wrisley (2004, p. 439) zkoumali také vliv obuvi při testování SOT. Při vyšetřování naboso a při stožení na nízkých podpatcích (3 cm) se neukázal žádný vliv na skóre. Ovšem stoj na vyšších podpatcích (5 cm) zvyšoval posturální výchylky a zkracoval pro časté pády dobu stožení. Autoři Whitney & Wrisley (2004, p. 439) se také zabývali otázkou, zda-li mohou vysoké podpatky snižovat kvalitu SOT měření. Výsledky ovšem nepotvrdily, že by docházelo k rozdílným hodnotám při měření SOT v obuvi a bez ní. Nicméně se prokázalo, že s rostoucí plantiflexí dochází k instabilitě, která může vést ke snižování měřených hodnot. Další diskutabilní otázkou je samotná detekce sil silovou plošinou přes dřevěný klínek. Teoreticky by mohlo docházet ke zhoršenému vnímání sil v oblasti paty a střední části nohy, kde byly klínky umístěny.

5.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

Hypotéza číslo dva se nám snažila osvětlit strategii posturální stability u každého měřeného jedince zvlášť. Neporovnával se tedy rozdíl mezi skupinami, ale rozdíl mezi hodnotami Strategy Analysis při stožení naboso na 1 cm a na 5 cm podpatku u jednoho probanda v 6. podmínce SOT. Zvolili jsme vyhodnocení této podmínky, protože se jedná o posturálně nejobtížnější podmínku SOT. Opět jsme předpokládali, že se s rostoucí výškou klínku budou procentuálně snižovat hodnoty SA. Závěr výsledků je podobný jako u předešlé hypotézy, tedy žádný signifikantní rozdíl. U některých jedinců docházelo ke snižování parametru SA, tedy k dominanci kyčelní strategie (viz obr. 10 proband 1 a 8). Ovšem u jiných probandů se hodnoty s rostoucí výškou podpatku navyšovaly a docházelo k převaze kotníkové strategie (viz obr. 10, proband 2 a 5).

Vše poukazuje na variabilitu centrálního řízení pohybových strategií, které jsou u každého jedince jiné. Variabilita lidského pohybu je běžně popisovaným fenoménem (Bernstein in Alkjaer et al., 2012, p. 4), který je interpretován různými teoriemi o motorické kontrole. Podle některých autorů (Barlett, Wheat & Robins in Alkjaer et al., 2012; p. 4) jde o výpadky nebo nežádoucí šum v motorickém programu nebo se jedná o výsledek redundance v motorickém kontrolním systému (Latash, Scholz & Schoner in Alkjaer et al., 2012; p. 4).

5.2 Diskuze k hypotéze H₀₃

Třetí hypotéza se týkala MCT a parametru Latency. Hodnotili jsme latenci doby mezi podtrhem plošiny a první reakcí probanda zvláště pro levou a pravou dolní končetinu. V rámci metodiky jsme zvolili zhodnocení největšího (Large) podtrhu, který nejlépe vystihuje reálnou situaci ze života (např. uklouznutí na kluzké zemi). Při stoji na 5 cm klíncích vyšetřované ženy udávaly subjektivně horší pocit při podtrhu vpřed oproti podtrhu vzad, což se potvrdilo delší latencí. Porovnával se tedy rozdíl mezi latencí vpřed a vzad. U obou dolních končetin vyšel statisticky významný rozdíl.

Při podtrhu vpřed byla hmotnost těla přenesena do oblasti pat, kde měly testované ženy umístěny klínky. Na této delší latenci se může podílet plantiflexní postavení akra i rozdílný povrch pod předonožím a patou. Při podtrhu vpřed je nutná aktivita extenzorů bérce, stehna a břišních svalů. Stoj na nejvyšších klíncích způsobuje protažení svalů na přední straně bérce. Rychlá reakce těchto svalů při podtrhu plošiny vpřed může být z tohoto důvodu opožděna, protože extenzory nohy nemají ideální polohu pro kontrakci.

5.3 Diskuze k hypotéze H₀₄

Adaptation test zkoumá adaptaci systému na sérii pěti rotačních pohybů do plantární nebo dorzální flexe. V našem případě jsme testování zúžili pouze na rotaci do plantární flexe, protože nás zajímala situace, kdy má jedinec reagovat na další rozsah pohybu do PF, který je s rostoucí výškou klínku obtížnější. Při fyziologické reakci se hodnota reakční síly snižuje, protože se jedinec na podtrhy adaptuje. To ovšem nebylo předmětem našeho zkoumání. Zaměřili jsme se na porovnání hodnot prvního měření v kombinaci stoje naboso, na 1 cm a 5 cm klíncích. Hodnoceným parametrem byla reakční síla, která vyšla statisticky významná v kombinaci stoje naboso versus 5cm klínky, 1 cm versus 5 cm klínky. V rámci těchto kombinací docházelo ke zvyšování reakční síly při stoji na 5 cm klíncích, oproti stoji na nižších podpatkách a také při stoji naboso.

Většina námi prostudované literatury byla zaměřena na projekci tlakových nebo smykových sil na chodidle při stoji NP, ale málokterý autor se zaměřil na reakční sílu.

Studie Opila-Corella (in Henderson, 2005, p. 28) neprokázala statistický rozdíl mezi skupinami mladších a starších žen a mezi pravidelnými a nepravidelnými uživatelkami obuvi NP. Jiná studie zkoumala vertikální, AP a ML složku reakční síly při chůzi na třech různých výškách podpatku. U všech složek došlo s rostoucí výškou podpatku k nárůstu reakční síly podložky. Tyto výsledky potvrdili ve své studii také Barkema, Derrick & Martin (2011, p. 483). Nejvyšší hodnoty bylo dosaženo při stoji na vysokém podpatku. AP a ML složka reakční síly se ve stejné fázi chůze zapojila později, ale neprokázal se statisticky významný nárůst sil v těchto dvou směrech.

5.3 Diskuze k hypotéze H₀₅

V testu Limity of Stability (LOS) byla testována schopnost volního přenosu těžiště do vymezených směrů. V našem případě se jednalo o směr vpřed (Forward). Zajímala nás maximální exkurze pohybu, kdy je tělo nuceno přenést těžiště vpřed a aktivovat plantární flexory. S rostoucí výškou podpatku docházelo k redukci maximální exkurze pohybu, právě z důvodu vyčerpaného rozsahu pohybu v hlezenním kloubu a posunu COM vpřed. Statisticky signifikantní výsledky se ukázaly v kombinaci stoje naboso a na 5 cm klíncích u obou skupin.

V rámci vstupního vyšetření jsme u všech testovaných žen vyloučili zkrácený m. triceps surae, který by mohl výsledky ovlivňovat ve smyslu snížení rozsahu volního náklonu těla vpřed. Jistou limitací při provádění tohoto testu, bylo odlepování pat od klínců, ke kterému noha nebyla pevně fixována. Noha by měla být zafixována řemínkem nebo jiným mechanismem ke klínku.

U probanda číslo jedna, skupiny B nedocházelo ke snižování rozsahu exkurze pohybu s rostoucí výškou klínku, ale procentuální hodnoty měření naboso a na 5 cm podpatku byly téměř totožné (88 % naboso, 87 % na 5 cm klíncích). Možnou roli zde může hrát zvýšená laxicita vazů v oblasti hlezna, která dovoluje další pohyb do plantární flexe. Nicméně nebyl proveden test na hypermobilitu. U ostatních vyšetřovaných žen se podobné výsledky neukázaly.

ZÁVĚR

Hlavní funkcí obuvi je protekce a zároveň dostatečná mobilita všech akrálních kloubů. Obuv na podpatcích, která je stále oblíbenější mezi ženami, tuto funkci nesplňuje, ba naopak pohyb omezuje. Autoři se ve svých studiích zaměřili na kritické oblasti, které bývají nejčastěji postižené změnami. Samotné plantiflexní postavení v hlezenním kloubu mění kinematiku i kinetiku celé dolní končetiny. Další změny, které souvisí se změnou těžiště při stoji na podpatcích, se týkají také oblasti páteře. Tyto biomechanické poznatky nám pomohly se lépe zorientovat v celkové problematice postury při stoji na podpatcích.

Cílem diplomové práce bylo osvětlení problematiky posturální stability při stoji na různě vysokých klíncích. Předpokládali jsme, že se s rostoucí výškou klínku (podpatku) budou zhoršovat parametry, hodnotící posturální stabilitu. Zajímal nás také rozdíl mezi skupinou pravidelných a nepravidelných uživatelů obuvi na podpatcích. Námi provedené posturografické testy neprokázaly žádný významný rozdíl mezi skupinou A a B. U obou skupin byla prokázána dominance kotníkové pohybové strategie. Při testování latence proběhla reakce vyšetřovaných žen během podtrhu vpřed za časově časově delší úsek, než latence podtrhu vzad. Nicméně efektivita automatických posturálních reakcí pro levou i pravou dolní končetinu všech měřených žen byla v korelaci s posturografickými daty v normě. S rostoucí výškou klínku docházelo ke zvyšování reakční síly podložky a k omezení volního pohybu těžiště v předním směru při testování LOS u všech testovaných žen.

Je potřeba si uvědomit, že šlo o skupinu probandů, kteří byli zdraví a mladší věkové kategorie. Dokázali tak lépe kompenzovat logicky zhoršenou stabilitu na vyšších klíncích. Pro výzkum by bylo vhodné porovnávat skupinu mladých a starších žen, kde by se mohly projevit posturální rozdíly. Odlišnosti by se mohly lépe prokázat při dynamicky náročnějších testech např. Unilateral stance nebo Sit to stand testem. Dalším artefaktem je také šířka klínku, která neodpovídá běžným parametrům podpatku, který je podstatně užší.

V klinické praxi je důležité působit preventivně a informovat ženy o negativních vlivech obuvi na podpatcích. Také v diagnostice je dotaz na obuv často opomíjeným.

Je tedy samozřejmostí tuto informaci zohlednit při odběru anamnézy nebo při kineziologickém rozboru.

REFERENČNÍ SEZNAM

AHONEN, J. 2008. Biomechanics of the foot in dance. A literature Review. *Journal of dance medicine & science*. 2008, vol. 12, no. 3, pp. 99-108. ISSN neuvedeno.

ANONYM. [online] [cit. 2013-05-08]. URL: <<http://www.tumblr.com/tagged/relev%C3%A9>>.

ALKJAER, T. et al. 2012. Movement behavior of high-heeled walking: How does the nervous system control the ankle joint during an unstable walking condition? *Plos one*. [online]. 2012, vol. 7, no. 5, pp. 1-8. [cit. 2013-03-20]. ISSN: 1932-6203. Dostupné z: <<http://www.plosone.org/article/info:doi/10.1371/journal.pone.0037390>>.

BARKEMA, D., DERRICK, T., R. & MARTIN, P., E. 2011. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait & Posture*. 2011, vol. 35, no. 3, pp. 483-488. ISSN 0966-6362.

BISSON, E., J. et al. 2010. Acute effects of fatigue of the plantarflexor muscle on different postural tasks. *Gait & Posture*. 2010, vol. 32, no. 4, pp. 482-486. ISSN 0966-6362.

BONDUK, N.; PEARCY, M. & HADFIELD, G. 1992. Anatomy and biomechanics of psoas major. *Clinical biomechanics*. 1992, vol. 7, no. 2, pp. 109-119. ISSN 0268-0033.

COHEN, H. et al. 1996. Changes in sensory organization test scores with age. *Age and ageing*. 1996, vol. 25, no. 1, pp. 39-44. ISSN 1468-2834.

CONG, Y. et al. 2011. Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses. *Journal of biomechanics*. 2011, vol. 44, no. 12, pp. 2267-2272. ISSN 0021-9290.

COWLEY, E., E.; CHEVALIER, T., L. & CHOCKALINGAM, N. 2009. The effect of heel height on gait and posture. A review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009, vol. 99, no. 6, pp. 512-518. ISSN 8750-7315.

CSAPO, R. et al. 2010. On muscle, tendon and high heels. *The journal of experimental biology.* 2010, vol. 213, no. neuvedeno, pp. 2582-2588. ISSN 1477-9145.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie.* 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

EDWARDS, L. et al. 2008. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *Journal of orthopaedic surgery and research.* 2008, vol. 3, no. 2, pp. 1-7. ISSN neuvedeno.

FRANKLIN, M., E. et al. 1995. Effect of positive heel inclination on posture. *Journal of orthopaedic & Sport physical therapy.* 1995, vol. 21, no. 2, pp. 94-99. ISSN 0190-6011.

GALLO, J. et al. 2011. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult.* 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

GATEV, P. et al. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of physiology.* 1999, vol. 514, no. 3, pp. 915-928. ISSN 0022-3751.

GEFEN, A. et al. 2002. Anylysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture.* 2002, vol. 15, no. 1, pp. 56-63. ISSN 0966-6362.

GERBER, S., B. et al. 2012. Interference of high-heeled shoes in static balance among young women. *Human Movement Science.* 2012, vol. neuvedeno, pp. 1-6. ISSN 1872-7646.

GREENE, D. & ROBERTS, S., L. *Kinesiology: Movement in the Context of Activity.* 2nd ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2004. ISBN 0323028225.

HENDERSON, P. 2005. A biomechanical evaluation of standing on high heeled shoes. [online] [cit. 2013-05-08]. Dostupné z:<http://forms.gradsch.psu.edu/diversity/mcnair/mcnair_jrnl2004/files/25_henderson.pdf>.

HORAK, F. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*. 2006, vol. 35, no. 2, pp. 7-11. ISSN 1468-2834.

IQBAL, R. et al. 2012. Study on lumbar kinematics and the risk of low back disorder in female university students by using shoes of different heel heights. *Work: A Journal of prevention, assessment and rehabilitation* [online]. 2012, vol. 41, no. 1, pp. 2521-2526. [cit. 2013-20-03]. ISSN 1875-9270. Dostupné z:<<http://iospress.metapress.com/content/fxn603t41p8m2n37/>>.

KANEKAR, N.; SANTOS, M., J. & ARUIN A., S. 2008. Anticipatory postural kontrol following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical neurophysiology*. 2008, vol. 119, no. 10, pp. 2304-2313. ISSN 1388-2457.

KAPANDJI, I.,A. 1987. *The physiology of the joints*. 5th ed. Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0-443-03618-7.

KERRIGAN, D., C.; TODD, M., K. & RILEY, P., O. 1998. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The lancet*. 1998, vol. 351, no. 9113, pp. 1399-1401. ISSN 0140-6736.

KILBY, M., C & NEWELL, K., M. Intra- and inter-foot coordination in quiet standing: Footwear and posture effects. *Gait and Posture*. 2012, vol. 35, no. 3, pp. 511-516. ISSN 0966-6362.

KIM, M., H. et al. 2011. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights

in healthy young women. *Human movement science*. 2011, vol. 30, no. 3, pp. 596-605. ISSN 0036-8075.

KOEPSSELL, T. et al. 2004. Footwear style and risk of fall in older adults. *Journal of the American geriatrics society*. 2004, vol, 52, no. 9. pp. 1495-1501. ISSN 0002-8614.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.

KUNZLE, D. 2004. *Fashion and fetishism: corsets, tight-lacing, and other forms of body-sculpting*. UK: Sutton Publishing Limited, 2004. 1st ed., ISBN: 978-0750938099.

KYUNG-MI, P., et al. 2010. The change in vastus medialis oblique and vastus lateralis electromyographic activity related to shoe heel height during treadmill walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. [online]. 2010, vol. 23, no. 1, pp. 39-44, [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <<http://iospress.metapress.com/content/721463571057834p/?genre=article&issn=1053-8127&volume=23&issue=1&spage=39>>.

LEE, CH., M.; JEONG, E., H. & FREIVALDS, A. 2001. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. *International journal of industrial ergonomics*. [online]. 2001, vol. 28, pp. 321-326. [cit. 2013-03-12.]. ISSN ISSN 0169-8141. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814101000385>>.

LI, J., S. et al. 2010. Biomechanical effects of foam inserts on forefoot load during the high-heeled gait: a pilot study. *Journal of mechanics in medicine and biology*. 2010, vol. 10, no. 4, pp. 667-674. ISSN neuvedeno.

LUNES, D., H. et al. 2008. Postural influence of high heels among adult women: analysis by computerized fotogrammetry. *Rev Bras Fisioter* [online]. 2008, vol. 12, no.

6, pp. 454-459. [cit. 2013-04-17]. Dostupné z:
<http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v12n6/en_aop003.pdf>.

MENZ, H., B. & LORD, S., R. 1999. Footwear and postural stability in older people. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999, vol. 89, no. 7, pp. 346-357. ISSN 8750-7315.

MIKA, A. et al. 2012. The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture.* 2012, vol. 35, no. 4. ISSN 0966-6362.

MOUSSA, Z. et al. 2009. Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of physical and rehabilitation medicine.* 2009, vol. 52, no. 6, pp. 475-484. ISSN 1877-0665.

MOKOŠÁKOVÁ, M. & HLAVAČKA, F. 2012. Elektromyografická aktivita svalov predkolena počas chodze na vysokých podpatkoch. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2012, vol. 19, no. 4, pp. 181-189. ISSN 1803-6597.

MORAES, G., F.; MENDES, D., P. & PAPINNI, A., A. 2012. Shoes influence in women posture. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation.* 2012, vol. 41, no. 1, pp. 2582-2587. ISSN 1051-9815.

NASHNER, L., M. 1997. *Handbook of balance fiction testing.* 1st ed. Delmar: Singular Publishing Group, 1997. ISBN 1-5659-3907-7.

NIGG, B., N. et al. 2010. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. *Clinical biomechanics.* 2010, vol. 25, no. 10, pp. 1047-1052. ISSN 0021-9290.

NWANKO, M., J. et al. 2012. Effects of different heel height on selected gait parameters of young undergraduate females. *Journal of paramedical sciences*. 2012, vol. 3, no. 3. ISSN 2008-4978.

ODEBIYI, D.; AJIBOYE, E. & JAJA, S. 2011. Effect of walking in high leeled shoes on oxygen consumption and energyexpenditure in young women. *Journal of exercise physiology*. 2011, vol, 14, no. 6, pp. 20-28. ISSN 1097-9751.

OPILA-CORREIA, K., A. 1990. Kinematics of high heeled gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1990, vol. 71, no. 5, pp. 304-309. [cit. 2012-10-17]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2327881>>.

PEZZAN, P., A., O.; SACCO, I., C., N. & JOAO, S., M., A. 2009. Foot posture and classification of the plantar arch among adolescent wearers and non-wearers of high-heeled shoes. *Rev. bras. fisioter.* 2009, vol. 13, no. 5, pp. 398-404. [cit. 2013-03-20]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552009000500006&script=sci_arttext&tlng=en>.

RAGNARSDÓTTIR, M. 1996. The concept of balance. *Physiotherapy*. 1996, vol. 82, no. 6, pp. 368-375. ISSN 0031-9406.

REXFORD, N., E. 2000. *Women's Shoes in America, 1795-1930*. Kent: Kent State University Press. 2000. 1st ed. ISBN 9780873386562.

RUSSELL, B., S. et al. 2012. Measurement of lumbar lordosis in static standing posture with and without high-heeled shoes. *Journal of chiropractic medicine* [online]. 2012, vol. 11, pp. 145-153. [cit. 2013-05-04.]. ISSN 1556-3707. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1556370712000715>>.

RUSSELL, B., S. 2010. The effect of high-heeled shoes on lumbar lordosis: a narrative review and discussion of the disconnect between Internet kontent and peer-reviewed literature. 2010. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2010, vol. 9, no. 4, pp. 166-173. ISSN 1556-3707.

RUSSELL, J., A. et al. 2008. Clinical anatomy and biomechanics of the ankle in dance. *Journal of dance medicine & science*. 2008, vol. 12, no. 3, pp. 75-82. ISSN 1089-313X.

SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, H., M. 2010. *Motor control*. Lippincott Williams&Wilkins, 2010. ISBN 9781451117103.

SIMONSEN, E., B. et al. 2012. Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly. *Journal of applied biomechanics*. 2012, vol. 28, no. 1, pp. 20-28. ISSN 1065-8483.

STEFANYSHYN, D., et al. 2000. The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of applied biomechanics*. 2000, vol. 16, no. nevedeno, pp. 309-319. ISSN 1065-8483.

VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita (1. část), terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002b. Posturální stabilita (2. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.

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

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WHITNEY, S., L. & WRISLEY, D., M. 2004. The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004, vol. 85, no. 3, pp. 439-443. ISSN 0003-9993.

WILSON, N., G. 2008. *Encyclopedia of Ancient Greece.* New York: Routledge. 2008. [online] [cit. 2013-02-05] Dostupné z: <<http://www.randomhistory.com/1-50/036heels.html>>.

WINTER, A., D. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture.* 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193-214. ISSN 0966-6362.

YUNH-HUI, L. & WEI-HSIEN, H. 2005. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force and perceived comfort during walking. *Applied ergonomics.* 2005, vol. 36, no. 3, pp. 355-362. ISSN 0003-6870.

SEZNAM ZKRATEK

ADT	adaptation test
AP	anteroposteriorní
AS	area of support
BS	base of support
BF	m. biceps femoris
COG	center of gravity
COM	center of mass
COP	center of pressure
EBM	evidence based medicine
EMG	elektromyografie
GAM	m. gastrocnemius medialis
GMe	m. gluteus medius
KOK	kolenní kloub
LBP	low back pain
LDK	levá dolní končetina
LOS	limits of stability
Lp	lumbální páteř
MCT	motor control test
ML	mediolaterální
MRI	magnetická rezonance
MTT	metatarz
NB	naboso
NP	na podpatcích
PDK	pravá dolní končetina
PF	plantární flexe
PL	m. peroneus longus
QF	m. quadriceps femoris
RF	m. rectus femoris
SA	strategy analysis

SM	m. semimembranosus
SO	m. soleus
SOT	sensory organization test
ST	m. semitendinosus
TA	m. tibialis anterior
VM	m. vastus medialis
VO ₂	maximální kyslíková spotřeba
VL	m. vastus lateralis

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Základní polohy v hlezenním kloubu (Kapandji, 1987, p. 152)	13
Obrázek 2 Maximální plantární flexe u baletek (Rusell et al., 2008, p. 77).....	14
Obrázek 3 Inverze kalkanea při výponu na špičkách (čerpáno z: http://www.tumblr.com/tagged/relev%C3%A9)	15
Obrázek 4 Hlavní a vedlejší paprsky podélné klenby (Dylevský, 2009)	18
Obrázek 5 Výsledné síly při stoji na pravém chodidle o velikosti podpatku 30, 50 a 70 mm (směr a velikost sil je reprezentován šipkami)	19
Obrázek 6 Sagitální snímek MRI svalově – šlachové jednotky při stoji na dřevěných klíncích (Csapo et al., 2010)	30
Obrázek 7 Klínek o výšce 1 cm.....	36
Obrázek 8 Klínek o výšce 5 cm.....	36
Obrázek 9 Grafické znázornění změny parametru Strategy Analysis v rostoucí výšce klínku u skupiny A.....	42
Obrázek 10 Grafické znázornění změny parametru Strategy Analysis v rostoucí výšce klínku u skupiny B.....	43

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Výsledné síly při stožení na pravém chodidle o velikosti podpatku 30, 50 a 70 mm (směr a velikost sil je reprezentován šipkami)	28
Tabulka 2 Porovnání hodnot Strategy Analysis mezi probandy skupiny A a B	40
Tabulka 3 Porovnání hodnot Strategy Analysis v rámci jednoho probanda v 6. podmínce SOT	41
Tabulka 4 Základní popisná charakteristika parametru Latency pro levou DK	44
Tabulka 5 Latence pro levou DK ve směru vpřed a vzad	44
Tabulka 6 Latence pro pravou DK ve směru vpřed a vzad	44
Tabulka 7 Základní popisná charakteristika reakční síly u skupiny A	45
Tabulka 8 Statistická významnost reakční síly podložky u skupiny A	45
Tabulka 9 Dosažené hladiny významnosti reakční síly podložky pro jednotlivé kombinace stožení u skupiny A (Turkeyův HSD Test)	46
Tabulka 10 Statistická významnost reakční síly podložky u skupiny B	46
Tabulka 11 Statistická významnost reakční síly podložky u skupiny B	46
Tabulka 12 Dosažené hladiny významnosti reakční síly podložky pro jednotlivé kombinace stožení u skupiny B (Turkeyův HSD Test)	46
Tabulka 13 Základní popisná charakteristika maximální exkurze pohybu u skupiny A	48
Tabulka 14 Statistická významnost parametru maximální exkurze pro skupinu A	48
Tabulka 15 Dosažené hladiny významnosti maximální exkurze pro jednotlivé kombinace stožení u skupiny A (Turkeyův HSD Test)	48
Tabulka 16 Základní popisná charakteristika maximální exkurze u skupiny B	48
Tabulka 17 Statistická významnost parametru maximální exkurze pro skupinu B	49
Tabulka 18 Dosažené hladiny významnosti maximální exkurze pro jednotlivé kombinace stožení u skupiny B (Turkeyův HSD Test)	49

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Měřené testy	75
Příloha 2 Vstupní anketa a souhlas s měřením na DP	78
Příloha 3 Základní anamnestické údaje	79

PŘÍLOHY

Příloha 1 Měřené testy

- **Sensory Organization Test (SOT)**

Tento test hodnotí efektivitu stabilizace stoje, a to v závislosti na změně sensorických podnětů (vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických). Testuje se šest situací vždy ve třech opakováních. Na každé měření je potřeba 20 sekund.

Měřené situace:

1. Proband stojí na plošině s otevřenýma očima, podložka i kabina je fixní - nejsou alterovány sensorické informace.
2. Proband stojí na plošině se zavřenýma očima, podložka i kabina je fixní – hodnotí se schopnost kompenzace absence zrakové kontroly.
3. Proband stojí na plošině s otevřenýma očima – podložka je fixní, kabina se pohybuje – hodnotí se schopnost kompenzace alterace informací z vestibulárního aparátu.
4. Proband stojí na plošině s otevřenýma očima, podložka se pohybuje, kabina se nehýbe – hodnotí se schopnost kompenzace alterace somatosenzorických informací.
5. Proband stojí na plošině se zavřenýma očima, podložka se pohybuje, kabina je fixní – hodnotí schopnost kompenzace absence zrakové kontroly alterace somatosenzorických informací.

6. Proband stojí na plošině s otevřenýma očima, podložka i kabina se pohybují – hodnotí se schopnost efektivní integrace všech výše zmíněných sensorických informací.

Mezi testovanými parametry je Equilibrium Score, Strategy Analysis a COG Alignment. Parametr Equilibrium Score vyjadřuje míru stability v %. Čím je jeho hodnota vyšší, tím vyšší se předpokládá posturální stabilizace vyšetřovaného jedince. Strategy Analysis určuje, zda dochází k převaze kotníkové nebo kyčelní strategii. Výsledek blíží se k 100 % poukazuje na dominanci kotníkové strategie, výsledek směrem k nule naznačuje dominanci kyčelní strategie v rámci udržování rovnováhy. COG Alignment znázorňuje výchozí postavení vertikální projekce těžiště do podložky před začátkem jednotlivých testů (Kolářová, 2012, s. 8-9; Whitney & Wrisley, 2004, p. 439).

- **Motor Control Test (MCT)**

Motor Control Test vyšetřuje efektivitu posturálních reakcí při translačním pohybu plošiny ve dvou směrech - dopředu a dozadu. V každém směru je pak test uskutečněn ve třech rychlostech - malé, střední a velké. Tato rychlost je ovlivněna výškou probanda. Malé translace vyvolají prahovou hodnotu reakce a velké translace plošiny naopak maximální posturální odpověď. Testovanými parametry jsou Latency, Amplitude Scaling a Weight Symmetry. Latencí se myslí doba mezi posunem plošiny a první reakcí vyšetřované osoby. Vyhodnocují se reakce pro každou dolní končetinu zvlášť. Udává se v jednotkách ms^{-1} . Amplituda aktivní silové odpovědi je zahrnuta v parametru Amplitude Scaling a hodnotí opět každou končetinu zvlášť stejně jako Weight Symmetry.

- **Adaptation Test (ADT)**

Tímto testem se hodnotí adaptace pohybového systému na neočekávaný podnět, konkrétně rotační pohyb plošiny. Rotace se děje ve dvou směrech - ve směru „toe up“ a „toe down“. Testování probíhá celkem pětkrát v jednom směru a pětkrát v opačném směru. Načasování je v randomizovaných intervalech tak, aby se minimalizovala

adaptace vyšetřované osoby. Předpokládá se, že s rostoucím počtem testovaných situací se zvyšuje efektivnost reakce, která se projeví postupným snižováním generované síly.

- **Limits Of Stability (LOS)**

LOS testuje jak automatické posturální reakce, tak volní aktivitu při změně polohy COP vymezeným směrem. Proband má za úkol dosažení a udržení pozice náklonem těla, beze změny opěrné báze. Hodnotí se celkem 8 situací, respektive směrů. Na základě vizuální zpětné vazby se vyšetřované osoby snažili, co nejrychleji a nejefektivněji dosáhnout bodů na obrazovce. Testovanými parametry Reaction Time, Movement Velocity, Endpoint Excursion, Directional Control a Maximum Excursion (Kolářová, 2012, s. 8-11)

Příloha 2 Vstupní anketa a souhlas s měřením na DP

Jméno:

Datum měření:

Věk:

Výška:

Hmotnost:

Velikost bot:

Frekvence chůze na podpatcích?

- a) 5x do týdne
- b) Spíše příležitostně, 1x do měsíce

Bez neurologické, ortopedické a traumatologické anamnézy: ANO/NE

- **Test zkrácení m. triceps surae**

Vlevo zkrácený/ norma

Vpravo zkrácený/norma

- Souhlasím s měřením a poskytnutím měřených údajů do Diplomové práce Petry Polákové s názvem: Vliv výšky podpatků na posturální stabilitu zdravých jedinců.

Podpis probanda:

Příloha 3 Základní anamnestické údaje

Proband	Věk	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	komfort
1 Skupina A	20	167	56	1 cm
2	22	171	64	1 cm
3	25	165	59	1 cm
4	24	165	60	1 cm
5	24	172	69	naboso
6	23	169	54	1 cm
7	24	166	61	1 cm
8	25	168	64	1 cm
9	23	170	59	1 cm
10	24	170	64	1 cm
1 Skupina B	24	169	54	1 cm
2	24	169	64	naboso
3	24	166	59	1 cm
4	24	165	60	1 cm
5	24	174	59	1 cm
6	23	170	62	1 cm
7	24	171	62	1 cm
8	23	169	55	1 cm
9	23	175	57	1 cm
10	23	165	66	1 cm

Legenda k tabulce

Pocit subjektivního komfortu při stoji naboso/na 1 cm klíncích/na 5 cm klíncích