

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

**ANALÝZA DISTRIBUCE TLAKŮ CHODIDLA  
VE STOJI A CHŮZI U OSOB  
S DIAGNÓZOU CALCAR CALCANEI  
PŘED TERAPIÍ A PO TERAPII RÁZOVOU VLNOU**

*Diplomová práce*

Autor: Radka Komendová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Praha 2009

Jméno a příjmení autora: Bc. Radka Komendová

Název diplomové práce: Analýza distribuce tlaků chodidla ve stoji a chůzi u osob s diagnózou calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2009

### **Abstrakt**

Diplomová práce „Analýza distribuce tlaků chodidla ve stoji a chůzi u osob s diagnózou calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou“ je teoreticko - empirickou případovou studií. Teoretická část pojednává o kineziologii a funkci nohy, věnuje se posturální stabilitě systému, řízení, analýze fyziologické chůze a plantární distribuci tlaků ve stoji a při chůzi. Dále jsou zpracovány poznatky o ostruze patní kosti a možnosti její léčby. Teoretickou část uzavírá souhrn poznatků o terapii rázovou vlnou, výhodách/ nevýhodách, indikacích/ kontraindikacích.

Empirická část práce se zabývá ověřováním vlivu terapie rázovou vlnou na stoj a chůzi u pacientů s diagnózou calcar calcanei. Hlavním předmětem výzkumu bylo sledování změn v distribuci tlaků chodidla ve stoji a při chůzi u pacientů s ostruhou patní před terapií a po terapii rázovou vlnou.

**Klíčová slova:** calcar calcanei, rázová vlna, distribuce plantárních tlaků, tenzometrická plošina

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Radka Komendová

Title of the master thesis: Analysis of the distribution of the sole pressures in standing position and in walking of persons with the diagnosis of calcar calcanei before and after extracorporeal shock wave therapy

Workplace: Department of physiotherapy and Exercise Medicine

Supervisor: Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

The year of presentation: 2009

### **Abstract**

The thesis „Analysis of the distribution of the sole pressures in standing position and in walking of persons with the diagnosis of calcar calcanei before and after extracorporeal shock wave therapy” is a theoretical-empirical case study.

The theoretical part deals with kinesiology and function of foot, furthermore it attends to postural stability system, control, analysis of physiological walk and plantar distribution of pressures in standing position and in walk. Also, findings about heel spur and its treatment possibilities are worked up. The theoretical part ends with the summary of findings about extracorporeal shock wave therapy, advantages and disadvantages, indications and contraindications.

The empirical part of the thesis is concerned with verifying the influence of extracorporeal shock wave therapy to standing position and walk of patients with the diagnosis calcar calcanei. The main object of the research was observing changes in the distribution of the sole pressures in standing position and walk of the patients with heel spur before and after extracorporeal shock wave therapy.

**Key words:** calcar calcanei, extracorporeal shock wave, plantar pressure distribution, force platform

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

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Doc. PaDr. Karla Jelena, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Praze dne

17.4.2009

*Kateřina Radlka*

.....

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BMI	index tělesné hmotnosti
BPT	bioposturální test
CNS	centrální nervová soustava
CoG	centre of gravity
CoM	centre of mass
CoP	centre of pressure
ESWT	Extracorporeal Shock Wave Therapy
FFL	foot flat
GRF	ground reaction force
H0	nulová hypotéza
HL	heel lift
HS	heel strike
TO	toe off
PGS	Physical Gait System
RAM	random-access memory
RTG	rentgenové vyšetření
XP	experience
WHO	světová zdravotnická organizace

## OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Kineziologie nohy.....	10
2.1.1 Terminologie pohybů v kloubech nohy.....	10
2.1.2 Svaly nohy.....	11
2.1.3 Klenby nohy.....	11
2.2 Funkce nohy.....	13
2.3 Centrální řízení volní motoriky.....	14
2.4 Posturální stabilita systému.....	15
2.4.1 Použitá terminologie ve vztahu k posturální stabilitě.....	15
2.5 Vývoj lokomoce.....	17
2.6 Teorie chůze.....	18
2.6.1 Cyklus chůze.....	18
2.6.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu.....	20
2.6.3 Energetická náročnost chůze.....	26
2.7 Reakční síly podložky.....	28
2.7.1 CoM „center of mass“.....	29
2.7.2 CoG „center of gravity“.....	29
2.7.3 CoP „center of pressure“.....	29
2.7.4 CoP a chůze.....	30
2.8 Plantární distribuce tlaků ve stoji a chůzi.....	31
2.8.1 Stoj.....	31
2.8.2 Chůze.....	32
2.8.3 Faktory ovlivňující plantární distribuci tlaků při chůzi.....	33
2.9 Bolesti paty.....	35
2.9.1 Rozdělení.....	35
2.9.2 Ostruha patní kosti - calcar calcanei.....	36
2.10 Rázová vlna.....	41
2.10.1 Princip přístroje.....	41
2.10.2 Působení radiální rázové vlny.....	42
2.10.3 Indikace.....	42

2.10.4 Kontraindikace.....	42
2.10.5 Průběh léčby.....	43
2.10.6 Vedlejší účinky terapie.....	43
2.10.7 Výhody terapie rázovou vlnou.....	43
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	45
3.1 Cíle práce.....	45
3.2 Hypotézy.....	45
4 METODIKA.....	46
4.1 Popis přístroje.....	46
4.1.1 Vývoj digitální baropodometrie.....	46
4.1.2 Physical Gait System.....	46
4.2 Nevalidizovaný pilotní dotazník.....	51
4.3 Použité metody.....	52
4.3.1 Vyšetření stoje.....	52
4.3.2 Vyšetření chůze.....	52
4.3.3 Postup práce.....	52
4.3.4 Charakteristika výzkumného souboru.....	53
5 VÝSLEDKY.....	54
5.1 Výsledky měření na tenzometrické plošině.....	54
5.2 Výsledky dotazníkového šetření.....	66
5.3 Popis metodiky vyhodnocení výsledků.....	67
6 DISKUSE.....	69
6.1 Diskuse k teoretické části.....	69
6.2 Diskuse k praktické části.....	70
7 ZÁVĚRY.....	75
8 SOUHRN.....	76
9 SUMMARY.....	77
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	78
11 PŘÍLOHY.....	82

# 1 ÚVOD

„Pata je část lidského těla, která je velmi důležitá pro vzpřímenou chůzi a pro stabilitu ve vzpřímeném stoji“ (Trč, 2006).

Bolesti paty jsou v naší populaci poměrně častým klinickým symptomem. Může je vyvolávat řada chorob měkkých tkání, kostí či systémových onemocnění. Velmi častou příčinou bolestí v oblasti paty je trakční osteofyt neboli calcar calcanei.

Onemocněním bývá postižena především populace v dospělém věku, tedy v plné pracovní zátěži, kdy bolesti často působí významné potíže i pracovní neschopnost. Terapie zahrnuje spektrum postupů od režimových opatření až po operační intervenci. Jednou z moderních možností konzervativní léčby patní ostruhy je terapie rázovou vlnou. Zkušenosti s léčbou vychází ze zkušeností získaných z použití rázových vln v urologii při drcení ledvinových kaménků již od 80. let minulého století.

Při poruše pohybového aparátu se tvoří pohybové vzory z důvodu kompenzace poruchy způsobené nemocí či úrazem. Kompenzační mechanismy lze studovat staticky či dynamicky pomocí biomechanických parametrů, jako jsou reakční síly s podložkou a distribuce tlaků na plantě ve stoji a při chůzi.

Diplomová práce zahrnuje část teoretickou, ve které jsou shrnuty poznatky o anatomii a kineziologii nohy, stoje a chůze i plantární distribuci tlaků na chodidle. V další části pojednává o bolestech v oblasti paty se zaměřením na ostruhu kosti patní a shrnuje poznatky o léčbě rázovou vlnou.

V praktické části byla k diagnostice použita snímací plocha Physical Gait System. Jedná se o zařízení umožňující identifikaci a analýzu kontaktních charakteristik chodidla za statických i dynamických podmínek. Pilotní studie zabývající se analýzou distribuce tlaků na chodidle ve stoji a při chůzi byla provedena u osob s diagnózou calcar calcanei.



## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Kineziologie nohy

Noha jako anatomický termín označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Liniemi Chopartova a Lisfrankova kloubu je rozdělena na tři funkční oddíly – zánoží (calcaneus, talus), středonoží (os naviculare, os cuboideum, 3 ossa cuneiformia) a přednoží (5 metatarzů, 14 falang) (Dylevský et al., 2000).

Funkční jednotku kloubů tvoří Chopartův kloub – articulatio tarsi transversa. Jedná se o kloubní linii, kterou tvoří v tibiální části štěrbinata talonaviculární (art. talonavicularis), ve fibulární, vlnovitě prohnuté části art. calcaneocuboidea (Čihák, 2001). Další funkční jednotku představuje Lisfrankův kloub, který je tvořen tarsometatarsálním a intermetatarsálním skloubením. Funkčně se jedná o příčnou řadu pevných kloubů, která je zapojena do pérovacích pohybů (Lánik, 1990).

#### 2.1.1 Terminologie pohybů v kloubech nohy

Extenze nohy je pohyb planty ze středního postavení směrem k bérce a má rozsah asi 0–20–30 °. Pohyb v opačném směru, plantární flexe, je pohyb, při kterém se hřbet nohy vzdaluje od bérce v rozsahu 0–30–50 °. Pohyb nohy kolem podélné osy probíhá v subtalárním a Chopartově kloubu. Noha se otáčí buď ploskou dovnitř do varózního či supinačního postavení, nebo se ploska otáčí zevně do valgózy či pronace. Pronační pohyb je sdružen s everzí v subtalárním kloubu, špička nohy se odchyluje zevně do abdukce a pohyb je spojen s dorziflexí v hlezenním kloubu. Fyziologický rozsah pronace je 0–20–30 °. Supinační pohyb je spojen s uchýlením přednoží do addukce a inverzí subtalárního kloubu, spolu se současnou plantiflexí hlezna. Normální hodnota supinace je 0–30–40 ° (Dungl, 2005). Kolem vertikální osy se provádí addukce, probíhající středním tarzem a hlavní pohyb se děje v Chopartově kloubu. Abdukce je laterální deviací přednoží kolem stejné osy. Rozsah mezi abdukci a addukcí je asi 35–40 ° při extenzi v koleně, při flektovaném kolenu vzrůstá a zvyší se ještě při současné rotaci v kyčli (Dungl, 2005; Lánik, 1990).

### 2.1.2 Svaly nohy

Svaly nohy můžeme rozdělit do dvou skupin. Na dlouhé zevní svaly a krátké vnitřní svaly (Véle, 2006).

#### Dlouhé zevní svaly:

*Přední skupina svalů (svaly bérkové)* – m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus, m. extenzor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis.

*Zadní skupina svalů (svaly lýtkové)* – m. triceps surae, mm. gastrocnemii, m. soleus, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus.

#### Krátké vnitřní svaly

Jedná se o – m. extenzor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, mm. lumbricales pedis, mm. interosei pedis plantares, m. extenzor hallucis brevis, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis (Čihák, 2001; Véle, 2006).

### 2.1.3 Klenby nohy

Klasický model nohy vychází z pojetí klenby a klenutí. Klenba nohy je považována za statický model, který představuje vzájemné pevné a strnulé postavení kostěných struktur. Naopak Brüegger nepoužívá termín „klenba nohy“, ale „klenutí nohy“, kdy jsou pasivní struktury ovlivněny aktivními. Z funkčního hlediska je především důležité klenutí nohy, které se dělí na 3 klenby:

#### Podélná klenba:

*Podélná klenba mediální* – vrchol klenutí tvoří os naviculare, I. metatarz, calcaneus a funkčnost i vzájemné postavení udržují m. flexor hallucis longus a m. tibialis posterior.

*Podélná klenba laterální* – je plošná a funkčně udržovaná pomocí m. peroneus longus et brevis a m. abductor digiti minimi.

#### Pro příčnou klenbu rozlišujeme trojí klenutí:

*Přední klenutí* – je v úrovni I.-V. metatarzu a s vrcholem v oblasti II. metatarzu, podporováno m. hallucis longus.

*Střední klenutí* – tvořeno ossa cuneiformia a os cuboideum, funkčně je tvořeno m. peroneus longus.

*Zadní klenutí* – tvořeno os naviculare, os cuboideum a funkčně ovlivněno m. tibialis posterior.

Klenby, resp. klenutí nohy má schopnost odolávat dynamickým a statickým změnám během chůze i kontrolovat při stoji polohy těžiště. Umožňuje pružnou lokomoci a ztlumí otřesy vznikající při styku chodidla s podložkou včetně jejich přenosu na životně důležité orgány (Riegerová, Ulrichová, 1998). Nejdůležitějším obdobím pro vývoj nožní klenby je období ontogeneze, kdy se vytváří formativním vlivem fázických svalů. Vývoj posturální funkce svalů, které zajišťují držení nožní klenby, je dokončen ve 4. roce života (Kolář, 2005).

## 2.2 Funkce nohy

Lidská noha má mnoho rozličných funkcí. Celá dolní končetina tvoří funkční i anatomickou jednotku. Funkční stav jedné části ovlivňuje postavení i funkci ostatních částí celé pohybové soustavy. Jakákoli změna v oblasti kyčelního a kolenního kloubu se projeví v oblasti chodidla a naopak. Noha je součástí funkčního komplexu ve vztahu k centrální nervové soustavě (dále jako CNS), a periferii a zpět. Bezprostředně se podílí na většině pohybových aktivit a zprostředkovává kontakt těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Velké množství receptorů umístěných na noze umožňuje přísun informací z okolního prostředí, a tím propriorecepce pomáhá udržovat vzpřímený stoj. Noha umožňuje oporu ve stoji i při chůzi, nese váhu celého těla, adaptuje se na terén a tlumí nárazy vznikající při pohybu (Véle, 1997).

Noha je významným exteroceptorem a proprioreceptorem, který podává centrální nervové soustavě informace o okolním prostředí, čímž se významně podílí společně se zrakem a statokinetickým ústrojím na udržování rovnováhy a stabilního stoje. Na exterocepci a propriorepci nohy je závislý projev motorické funkce (Votava, 2002). Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, připravená přizpůsobit se terénu, na který dokročí. V závěru kročné fáze končí jako rigidní opora, udržující tělo v rovnováze. Můžeme tak funkci nohy rozdělit na statickou, která tělu zajišťuje oporu, a na dynamickou, poskytující tělu stabilitu při pohybu (Pizzutillo, 1997).

Pokud má noha plnit své funkce, musí být dostatečně pevná /kosti a vazivo/, pohyblivá /svalová koordinace a síla/, vnímavá /propriorepce a exterocepce/ a aktivní. Všechny uvedené vlastnosti se navzájem ovlivňují (Hermachová, 1998).

### 2.3 Centrální řízení volní motoriky

Nejdůležitější složkou somatomotorických funkcí jsou cílené úmyslné pohyby. Na řízení lidské motoriky se podílí všechny části kortikální i subkortikální centrální nervové soustavy (Trojan, 2001).

Králíček (2002) rozdělil nervové mechanismy úmyslného pohybu do několika fází:

- primární popud vycházející z motivačních center CNS,
- senzorická analýza okolního prostředí,
- vypracování plánu akce, kdy jsou informace o nazíraném objektu transformovány ze systému senzorického do motorického,
- vypracování konkrétního programu pohybu
- a konečná iniciace a realizace pohybu.

Na základě uvedeného rozdělení lze úmyslný pohyb rozfázovat do dvou základních částí: fáze přípravná a fáze realizace pohybu.

*Přípravná fáze* zahrnuje senzorickou analýzu prostředí, vypracování plánu a programu pohybu. Účastní se jí zadní parietální (asociační) oblast, která přijímá hlavní aferentaci ze somatosenzorické a zrakové oblasti. Parietální kortex uskutečňuje výběr a zpracování senzorické informace nutné pro provedení úmyslného pohybu (Králíček, 2002).

Další korovou částí je prefrontální oblast, která dostává informace ze zadního parietálního kortexu i z bazálních ganglií a účastní se vypracování plánu pohybu. Na programování vzorců úmyslných pohybů se podílí doplňková motorická oblast (Králíček, 2002).

*Realizace úmyslného pohybu je – fáze*, kdy se uplatňuje oblast premotorická a primární motorická korová oblast. Hlavní informace do premotorické oblasti přichází ze zadní parietální korové oblasti, doplňkové korové oblasti a z cerebrálního mozečku. Hlavní projekce jdou k ventromediálnímu seskupení spinálních motoneuronů. Oblast zajišťuje posturu pro úmyslný pohyb, iniciaci pohybu spojenou se stáčením hlavy, očí, trupu a končetin ve směru plánovaného pohybu (Dylevský, 2000; Králíček, 2002).

Primární korová oblast je rozhodující strukturou pro řízení jemných cílených pohybů akrálních partií končetin, především ruky a prstů. Oblast je zodpovědná především za jednoduché elementární pohyby, nikoli za pohyby cílené (Králíček, 2002).

## 2.4 Posturální stabilita systému

Posturální stabilita je nezbytná pro udržování vzpřímeného držení těla, stejně jako pro udržování rovnováhy během jednotlivých pohybů (Bloumin, 2003).

Udržování vzpřímené polohy závisí na funkci CNS a fyzikálních parametrech, jako jsou například působení gravitace, hmotnost a výška těla, struktura segmentů i vlastnosti opěrné plochy (Véle, 2006).

Zajištění stability stoje a chůze závisí na kvalitě senzorní informace, úrovni řídicího systému a na výkonné složce, tedy na motorickém výstupu. Aferentní informace o poloze a pohybu těla přichází ze tří hlavních senzorních systémů – zrak, vestibulární systém a somatosenzorický systém. CNS prostřednictvím mozku a míchy zajišťuje řídicí funkci (Vařeka, 2002).

Základním předpokladem vzpřímeného držení těla i veškeré hybnosti je přítomnost svalového tonu. Ten je proměnlivý a závisí na stavu CNS, jehož prostřednictvím reaguje tělo na zevní podněty (Véle, 2006).

### 2.4.1 Použitá terminologie ve vztahu k posturální stabilitě

*Posturální stabilita* – je schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reagovat na změny zevních a vnitřních sil, aby nedošlo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002).

Na stabilitě stoje se odráží průmět těžiště do opěrné báze. Čím blíže se těžiště promítá k okraji opěrné báze, tím je stoj nestabilnější. Lze tedy říci, že zvyšující se nároky na stabilitu stoje vedou k rozšíření opěrné báze.

*Rovnováha a balance* – jedná se o soubor statických a dynamických strategií, zajišťujících posturální stabilitu. Jejich součástí jsou „postojové“ a „vzpřimovací reflexy“ (Vařeka, 2002).

*Postura* – jedná se o zajištění aktivního držení segmentů těla proti působení zevních sil i udržení a zajištění polohy těla v gravitačním poli, kdy hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená CNS (Vařeka, 2002).

*Plocha kontaktu* – plocha kontaktu podložky s tělem.

*Opěrná plocha* – část plochy kontaktu podložky s tělem, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze.

*Opěrná báze* – opěrná báze při stoji na obou končetinách má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou, která je tvořena spojnicí pat. Boční strany tvoří laterální hrany nohou.

Osy nohou se uchylují od střední čáry o 15–20 ° laterálně. Přední nejdelší část lichoběžníku tvoří spojnice hlaviček metatarzů (Véle, 2006).

Klidný uvolněný stoj také nelze považovat za statický stav. Vzniká při něm velké množství drobných výchylek a pohybů, které napomáhají udržovat rovnováhu těla, jde tedy o dynamický stav. Objevují se větší výchylky předozadní a menší výchylky do stran. Na regulaci se účastní regulační mechanismy vzpřímeného držení i vlastní noha (Dungl, 1989).

Vařeka (2002) označuje situaci za kvazistatickou právě z důvodu, že žádná aktivně držená poloha, zde především stoj, není nikdy dokonale nehybná, tj. statická. Dynamickou stabilizaci vzpřímené polohy těla můžeme sledovat na změnách rozložení zatížení chodidel. Změny rozložení zátěže na chodidlech vznikají působením zevních a vnitřních faktorů. Mezi vnitřní faktory patří tvar nožní klenby, nastavení osy těla vzhledem k působení gravitace, průmět těžiště do oporné plochy, konfigurace tělesných segmentů či proprioceptivní a exteroceptivní informace z planty. Zevní faktory jsou vlastnosti opěrné plochy, působení zevních sil a obuv (Véle, 2006).

Při stoji je tělesná hmotnost přenášena přes hlezenní klouby na talus, calcaneus a přední část nohy tzv. přednoží. Měkké tkáně chodidla tvoří viskózně elastický nárazník a přenášejí bodové tlaky kostí na větší kontaktní plochy. Na otřesy a pohyby reagují tlakové receptory v kůži, proprioceptory v kloubních strukturách a tahové receptory ve šlachách a ve svalech. Informace ze specifických sensorických aparátů jsou přenášeny do vyšších úrovní CNS, odkud jsou automaticky řízeny malé korekční pohyby (Dungl, 1989).

## 2.5 Vývoj lokomoce

Cílem motorické ontogeneze je dosažení vzpřímeného osového orgánu a antigravitační funkce svalů. Dosažení cíle předchází schopnost změny těžiště, která je automatická a objevuje se v 6. týdnu života ve spojení s vizuální orientací. V motorické ontogenezi se postupně objevují lokomoční vzory otáčení, tulenění, lezení po čtyřech, kvadrupedální chůze a volná bipedální lokomoce (Vojta, 1995).

V období 5.–6. měsíce se objevuje model otáčení a jeho vývojem se dokončuje reciproční pohybový vzor. Dochází k diferenciaci svalové funkce, kdy se jedna končetina stává opěrnou a opačná nákrochnou (Kolář, 2005). V období sedmého měsíce začíná u dítěte první primitivní typ lokomoce, tzv. tulenění. Dítě se střídavě opírá o lokte, tahá za sebou trup, který naléhá svou větší přední částí o zem, přičemž účast dolních končetin je nepatrná. Tulenění po krátké době přechází do plíživého pohybu, trup je se zemí v menší míře kontaktu a dolní končetiny se na pohybu začínají aktivně podílet (Véle, 2006).

Ve třetím trimenonu, tedy zhruba v období 7,5 měsíce se vyvíjí šikmý sed. Ze šikmého sedu přechází kolem 8. měsíce života na lezení po čtyřech. Při lezení dítě používá již všechny končetiny, trup nadále zůstává v horizontální poloze, avšak bez kontaktu s podložkou. Od druhé poloviny třetího trimenonu se vyvíjí lokomoční model s kontralaterálním umístěním nákrochných a opěrných končetin (Véle, 2006; Kolář, 2005).

V období mezi 8.–9. měsícem je dítě schopné vertikalizace u opory, a tudíž aktivního využití plošky. Ve 4. trimenonu se u dítěte objevuje kvadrupedální chůze ve vertikále ve frontální rovině a na ni navazuje kvadrupedální chůze v sagitální rovině. Ve třech letech je dítě schopné stoje na jedné noze a objevuje se letová fáze kroku. Od čtyř let je chůze u dítěte téměř identická s chůzí dospělého (Kolář, 2005).

K zajištění postury a pozice v kloubu v průběhu lokomoce je nutná koaktivace neboli schopnost synchronní aktivity mezi svaly s antagonistickou funkcí. Koaktivace se objevuje mezi 4.–6. měsícem života a jejím prostřednictvím jsou uplatňovány rovnovážné mechanismy. Dochází tak ke schopnosti synchronního zapojení mezi antagonistickými svalovými skupinami a jejich vzájemné reciproční facilitačně–inhibiční spolupráci (Kolář, 2005).



## 2.6 Teorie chůze

Chůze je lokomoční metoda, která slouží k přemístění těla z jednoho místa na druhé. Jde o složitý pohybový úkon zasahující celý pohybový systém od hlavy až k patě, při němž dochází k dokonalému přizpůsobení složitému tvaru i vlastnostem terénu, na kterém chůze probíhá (Véle, 2006).

Chůze je charakterizována tím, že po celou dobu dopředného pohybu je tělo v kontaktu s podložkou a při střídání nohou je hmotnost po část cyklu přenášena oběma chodidly. Jak se rychlost chůze snižuje, doba trvání přenosu oběma dolními končetinami se zvyšuje a naopak (Dungl, 1989).

Bipedální lokomoce se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem, s jemnými individuálními variacemi podle věku a pohlaví. Další rozdíly vyplývají z posturálních variací, strukturálních abnormalit, měkkotkáňových změn a dalších faktorů (Houglum, 2005).

Poloha a pohyb při lokomoci jsou udržovány působením antigravitačních svalů. Svaly odrazové končetiny tvoří propulzní sílu, jejíž výsledkem je zvedání trupu šikmo vzhůru a vpřed, švihová končetina zabraňuje pádu těla na něž působí gravitace (Véle, 2006).

Normální kadence chůze je 112–117 kroků za minutu, průměrná rychlost 70–82 metrů za minutu a délka jednoho chůzového cyklu je 1,41 m a trvání 1,03 s (Malanga, DeLisa, 1998).

### 2.6.1 Cyklus chůze

Chůze je tvořena jednotlivými úseky, neboli kroky, trvajících od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází, anebo tzv. dvojkroky, které začínají v okamžiku kontaktu jedné paty a končí setkáním téže paty s podložkou (Véle, 2006).

Krokový cyklus je složen ze dvou fází, jednak když se noha dostává do kontaktu s podložkou, a následně, kdy noha podložku opouští. V průběhu normální chůze je noha přibližně 60 % času v kontaktu se zemí, jde o fázi stojnou a zbývajících 40 % se dolní končetina přehupuje do nové pozice před opěrnou nohu, nastává švihová fáze (DeLisa, 1998).

## Stojná fáze

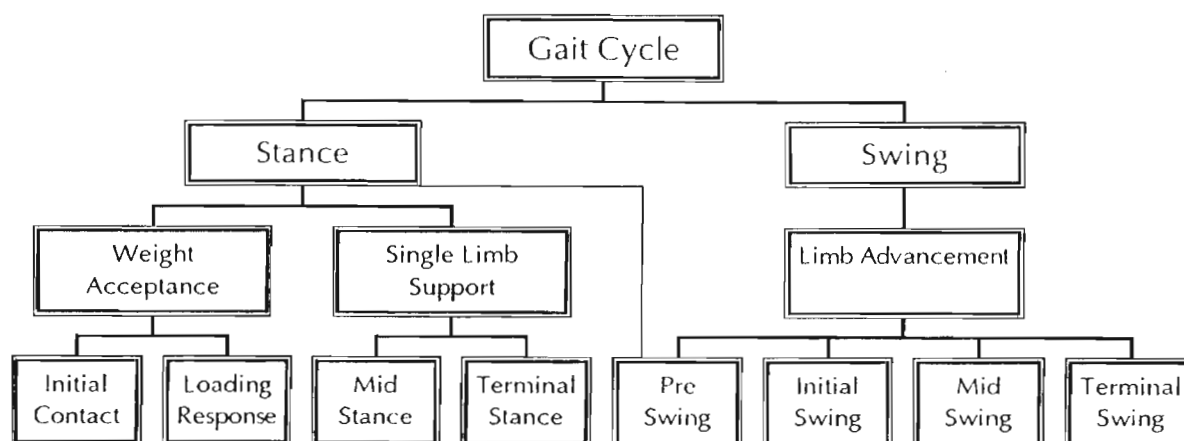
Stojná fáze je označována jako fáze opory tzv. support stance, zaujímá asi 60 % krokového cyklu a její součástí jsou další dvě fáze. Fáze s oporou o jednu dolní končetinu, „single-leg stance“, a fáze dvojí opory „double-leg stance“ (DeLisa, 1998).

Ve fázi s oporou o jednu dolní končetinu dochází k tomu, že končetina nese celou váhu těla, zatímco se druhá „kročná“ končetina přemísťuje, chystá se na došlap či zachycení pádu. Fáze dvojí opory je definována jako část krokového cyklu, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí. Fáze dvojí opory jsou dvě a každá trvá přibližně 10 % z krokového cyklu. První fáze dvojí opory se objevuje v čase mezi počátečním kontaktem a reakcí na zatížení, druhá během fáze předšvihů (Lánik, 1990; DeLisa, 1998).

Poměr jednotlivých fází v krokovém cyklu se mění v závislosti na rychlosti chůze. Čím větší rychlost chůze, tím menší podíl stojné fáze. Zkrátí-li se fáze dvojí opory na minimum nebo se stane nulovou, dochází k přidání tzv. fáze letové a chůze se přemění na běh.

## Švihová fáze

Jedná se o období, kdy noha nemá kontakt s podložkou „nonsupport“ a představuje asi 40 % krokového cyklu. Fáze začíná odlepením palce od podložky a končí prvním kontaktem paty s podložkou (Perry, 1992).



Obrázek 1 – Diagram krokového cyklu a hlavní úkoly v jeho jednotlivých fázích (DeLisa, 1998)

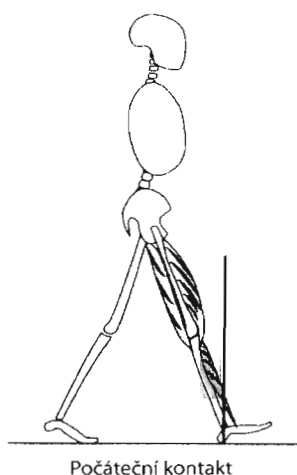
## 2.6.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu

### 2.6.2.1 Počáteční kontakt „initial contact“

Fáze nastává v okamžiku, kdy se pata poprvé dostane do kontaktu s podložkou (Houglum, 2005).

Pánev je v okamžiku kontaktu paty s podložkou stejnostranně rotována až o  $5^\circ$  ventrálně v sagitální rovině a je přítomna maximální rotace horní části trupu opačné strany. Kyčelní kloub je flektován přibližně ve  $30^\circ$  flexi a v neutrální poloze vzhledem k abdukci a addukci, kolenní kloub je v plné extenzi. V okamžiku iniciálního kontaktu se aktivují m. gluteus maximus et medius, m. tensor fasciae latae a hamstringy, v oblasti kolenního kloubu m. quadriceps femoris, který svou aktivitou zabraňuje flexi kolene (Houglum, 2005). Na začátku stojné fáze se extenzory kyčelního kloubu zapojují koncentricky, zatímco abduktory plní stabilizační funkci (DeLisa, 1998). Hlezenný kloub je v neutrální pozici a jsou aktivovány extenzory, m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus et brevis, které svojí excentrickou kontrakcí umožňují dopad nohy v dorzální flexi. Patní kost je v inverzi a přední část nohy v supinačním postavení.

Fáze je zahájením tzv. převzetí hmotnosti těla. Důležitými funkcemi, které musí být stojnou dolní končetinou zajištěny, jsou absorpce nárazu při došlapu paty, stabilita po převzetí hmotnosti těla nebo současné zachování dopředné hybnosti (DeLisa, 1998) (Obrázek 2).



Obrázek 2 – Počáteční kontakt (Perry, 1992)

### 2.6.2.2 Reakce na zatížení „loading response“

Ve fázi zatížení je celá ploska v kontaktu s podložkou a zabírá 0–15 % krokového cyklu (Houglum, 2005), v této fázi je nutnost zajištění stability při postupném převzetí hmotnosti člověka. Dochází zde poprvé k dvojí opoře a pozice trupu se nachází v nejnižším bodě. Pánev je stále rotována vpřed asi o 5 °, kyčelní kloub začíná pomalu extendovat. Vektor reakční síly na podložku GRF (Ground reaction forces) je situován před kyčlí, a proto extenzory kyčelního kloubu musí být aktivní, aby zabránily nekontrolovatelné flexi. V kolenním kloubu probíhá excentrická kontrakce m. quadriceps femoris, který umožní flexi kolena asi do 20 °. V hlezenním kloubu dochází k pohybu bérce a nohy kolem fixované patní kosti. Dochází zde k plantární flexi s pronací nohy a vnitřní rotaci bérce (DeLisa, 1998).

Pertunen (2002) poukazuje na skutečnost, že centrum maximální zátěže se přesouvá dopředu, mírně laterálně, a to směrem k hlavici I. metatarzu. Noha tak plynule přechází již do následující tzv. fáze střed stoje (Obrázek 3).



Obrázek 3 – Stádium zatěžování (Perry, 1992)

### 2.6.2.3 Střed stoje „mid stance“

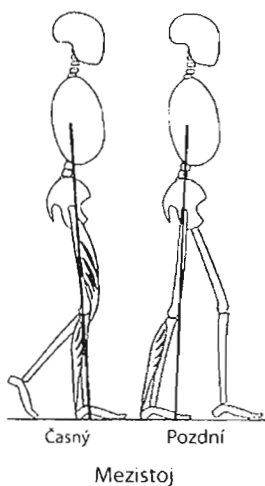
Ploska při něm zůstává na podložce a otiskuje celý svůj povrch. Tělo poháněné druhou nohou míjí opěrnou končetinu, posouvá se před ni a tato doba se nazývá perioda unilaterální opory (Dungl, 1989).

Fáze plného kontaktu s podložkou končí odvíjením paty a trvá asi 260 ms (Houglum, 2005). V oblasti pánve dochází k maximálnímu laterálnímu posunu ke stojné končetině a celý pohyb je řízen abduktory kyčle, především m. gluteus medius a m. tensor fasciae

latae. Flexe v kyčelním kloubu klesá až dosáhne neutrálního postavení. Společně s ní klesá i aktivita extenzorů kyčle a koleno se začíná postupně extendovat (Houglum, 2005).

Vektor GRF u kolenního kloubu přechází z pozice za do pozice před kolenem a dochází k postupnému mizení aktivity m. quadriceps femoris. Na fixované noze v pronačním postavení probíhá v hlezenním kloubu 10 ° extenze, kterou umožní ventrální posun proximální části bérce. Dochází k poklesu aktivity m. tibialis anterior a nastupuje excentrická aktivita m. triceps surae (DeLisa, 1998; Dungal 1989).

Dochází k přenosu váhy těla na plantární klenbu, která se oplošťuje za aktivní kontroly kontrakce plantárních flexorů. Dolní končetina je v kolmém postavení k chodidlu a plocha stopy se stává maximální. Ve fázi dochází k harmonické distribuci zatížení nohy po celém jejím plantárním povrchu (Merolli, Uciolli, 1996) (Obrázek 4).



Obrázek 4 – Mezistoj (Perry, 1992)

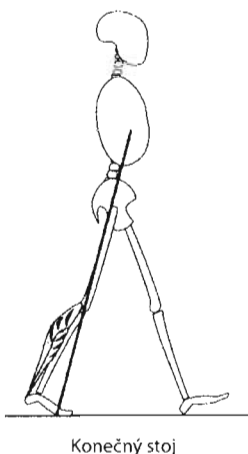
#### 2.6.2.4 Konečný stoj „terminal stance“

Fáze trvá zhruba 10 % celého krokového cyklu, a to v intervalu mezi 40–50 % (Houglum, 2005).

Fáze terminálního stoje začíná odlepením paty stojné končetiny a končí iniciálním kontaktem druhostranné končetiny. Hmotnost těla pokračuje v pohybu přes stojnou dolní končetinu vpřed. V kyčelním kloubu pokračuje extenční pohyb, který je řízen ligamentum iliofemorale. Maximální extenze je dosažena v období kdy opačná dolní končetina je ve fázi počátečního kontaktu. V tu chvíli začíná druhá fáze dvojí opory. V kolenním kloubu je maximální extenze dovršena před odvinutím paty od podložky. V té chvíli dochází ke koncentrickému zapojení plantárních flexorů hlezna a m. gastrocnemius ještě stabilizuje

koleno proti hyperextenčním silám. Dochází ke koordinaci plantární flexe hlezna a extenze kolenního kloubu. Běrec rotuje zevně a noha je v supinaci (DeLisa, 1998).

Tělo je nyní zvedáno, přemísťováno vpřed a podpíráno přední částí chodidla. Příčná klenba je oplošťována a tím se přední část chodidla rozšiřuje. Dochází k zatížení přednoží s maximem v místě oblouku metatarzálních hlaviček (Merolli, Uciolli, 1996) (Obrázek 5).



Obrázek 5 – Konečný stoj (Perry, 1992)

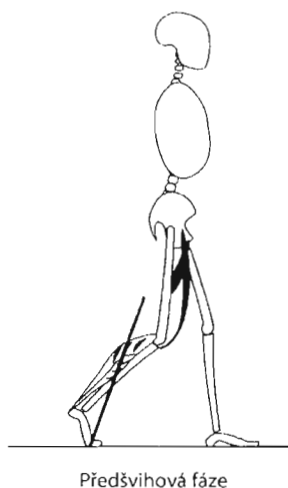
#### 2.6.2.5 Předšvihová fáze „preswing phase“

Předšvihová fáze začíná odvíjením paty a končí odtržením prstců od podložky, fáze začíná v 50 % a končí v 60 % cyklu chůze (Houglum, 2005).

Fáze druhé opory končí odvíjením prstců stejné nohy, zatímco druhé chodidlo začíná nový krok. Fáze je dělítkem mezi končící oporovou a začínající švihovou fází a jejím hlavním smyslem je správná příprava končetiny ke švihů (DeLisa, 1998).

Kyčelní kloub se z maximální extenze začíná flektovat. Tato flexe je způsobena koncentrickou aktivitou m. adductor longus, m. iliopsoas a m. rectus femoris. V kolenním kloubu probíhá flexe, která je kontrolována excentrickou aktivitou m. rectus femoris. Hlezenní kloub se dostává do plantární flexe až 20 °, která je zajišťována především m. triceps surae (DeLisa, 1998).

Celkově ubývá zatížení stejné nohy, zvýšené je zatížení přednoží, chodidlo je opřeno na prvních třech prstech s převahou na palci a je to poslední etapa opory. Přední část nohy je v maximální supinaci a běrec se nachází v zevní rotaci (Dungl, 1989) (Obrázek 6).

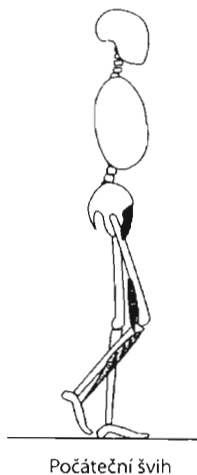


Obrázek 6 – Předšvihová fáze (Perry, 1992)

#### 2.6.2.6 Počáteční švih „initial swing“

Fáze představuje etapu od 60–70 % krokového cyklu a její hlavní význam je v posunu švihové dolní končetiny (DeLisa, 1998).

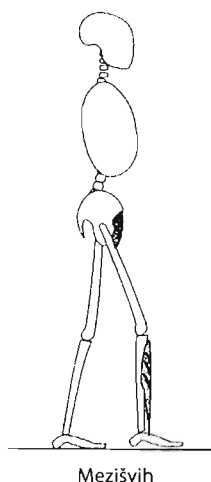
Kyčelní kloub pokračuje ve flexi, která dosahuje maximální akcelerace hlavně díky koncentrickému stahu flexorů kyčelního kloubu. V kyčelním kloubu se zpočátku aktivují m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius (Véle, 2006). Koleno nabírá na flexi, a to až do 60 °. V hlezenním kloubu jsou aktivní extenzory, a to především m. tibialis anterior, jehož kontrakcí dochází k extenzi a navrácení nohy do neutrální pozice (DeLisa, 1998) (Obrázek 7).



Obrázek 7 – Počáteční švih (Perry, 1992)

### 2.6.2.7 Střední švih „midswing“

Fáze středního švihu trvá asi 15 %, a to v období mezi 70–80 % krokového cyklu. Ve fázi pokračuje posun dolní končetiny švihovým pohybem kupředu. Kyčelní kloub je nadále ve flexi, a to s maximem cca do 20 °, kdy je hlavním aktivním svalem, vedle adduktorů, m. iliopsoas (Véle, 2006). Kolenní kloub pokračuje ve flexi, jejíž maxima 60–70 ° dosáhne při míjení druhostranné dolní končetiny. V hlezenním kloubu je neutrální postavení, které zajišťuje svou aktivitou m. tibialis anterior a přední část nohy zůstává v lehké supinaci (DeLisa, 1998) (Obrázek 8).

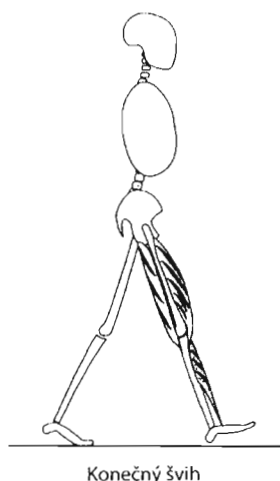


Obrázek 8 – Mezišvih (Perry, 1992)

### 2.6.2.8 Konečný švih „terminal swing“

Závěrečný švih tvoří konečných 15 % z krokového cyklu. Během fáze konečného švihu musí být zajištěna dostatečná stabilita v kyčelním a kolenním kloubu před následující fází počátečního kontaktu. Významnou roli představuje koncentrická aktivita mm. ischiocrurales, které slouží ke zbrždění flexe kyčle a kontrole extenze kolena. Flexory kolena se aktivují i při extenzi v koleni, což slouží ke zpevnění končetiny při dopadu na podložku (Véle, 2006; DeLisa, 1998). V hlezenním kloubu je stálou aktivitou m. tibialis anterior udržována neutrální pozice. V průběhu švihu jsou plantární flexory relaxovány (Obrázek 9).





Obrázek 9 – Konečný švih (Perry, 1992)

### 2.6.3 Energetická náročnost chůze

Na první pohled se jeví chůze jako hladce probíhající a energeticky nenáročná činnost. Efektivností je docíleno minimalizací výchylek těžiště lidského těla (center of mass – CoM) v průběhu chůze. CoM je při bipedálním stoji uloženo těsně před druhým sakrálním obratlem a během chůze putuje po sinusoidě nahoru a dolů ze strany na stranu podle fáze krokového cyklu. Nejvyššího bodu je dosaženo v průběhu jednooporové fáze, naopak nejnižšího během fáze dvojí opory. Hlavní mechanismy pro minimalizaci výchylky těžiště během chůze jsou:

- rotace pánve v transversální rovině – zmenšuje kaudální vychýlení těžiště ve fázi dvojí opory,
- naklonění pánve ve frontální rovině – pomáhá redukovat kraniální výchylku během jednooporové fáze,
- laterální posun ve frontální rovině – je ovlivněn posunem těla ke stejné končetině během chůze a také valgózním postavením v kolenním kloubu, které umožňuje užší šířku báze
- a interakce mezi pohybem kolena, hlezna a nohy – na základě interakce kloubu na dolní končetině redukuje výchylku těžiště těla ve vertikální ose a dodává chůzi ladnost a plynulost (DeLisa, 1998).

Průměrná rychlost chůze je asi 80 m/min, k tomu je nutná energie přibližně o čtyřnásobné hodnotě bazálního metabolismu. Energeticky nejméně náročná chůze je tehdy, když si každý sám vybere nejpohodlnější tempo. Pokud je chůze rychlejší, je i energeticky náročnější. Paradoxní a trochu neočekávaný je fakt, že i chůze o menší rychlosti vyžaduje větší energetické vydání, pravděpodobně na udržování rovnováhy. Osoby s postižením chůzového stereotypu chodí pomaleji a je u nich větší spotřeba energie na jednotku délky. Proto jedním z cílů, o které se snažíme při úpravě chůze, je snížení její energetické náročnosti.

Energetická náročnost chůze může být měřena několika způsoby a nejjednodušší je měření tepové frekvence v klidu a při zátěži. Další možností je měření spotřeby kyslíku z vydechaného vzduchu, kdy víme, že při spotřebě 1 litru kyslíku vydá naše tělo energetický ekvivalent 4,83 kcal (DeLisa, 1989).

## 2.7 Reakční síly podložky

Při většině kroků dopadáme na patu silou, která několikanásobně přesahuje naši celkovou hmotnost. Odpovědí podložky na náraz paty je reakční síla, která v dolní končetině iniciuje tlakovou vlnu. Ta se šíří přes klouby kotníku, kolena, kyčle a páteř až k lebce. Velikost reakčních sil podložky je rovna velikosti sil, jimiž tělo působí na podložku, přičemž směr jejich působení je opačný (Perry, 1992).

V průběhu stoje a chůze dochází mezi dolní končetinou a podložkou ke vzniku interakcí. Newton ve svých zákonech popisuje působící síly, které vznikají mezi plantárním povrchem nohy a podložkou. Interakce se nazývají reakční síly podložky neboli „ground reaction force“ (GRF) (Roy, 2002).

Podle 3. Newtonova zákona „akce a reakce“, dochází k vzájemnému ovlivňování mezi tělem a zemí. Reakční síla dodávaná zemí čili GRF v podstatě představuje reakci na sílu, kterou tělo působí na podložku (Roy, 2002).

Reakční síly podložky neboli GRF vektor je prostorový a proto má 3 složky, kterými jsou komponenta vertikální a dvě horizontální ve směru antero-posteriorním a medio-laterálním. Vertikální komponenta je působena gravitační přitažlivostí, horizontální komponenty závisí na kontaktu nohy se zemí. Noha musí přitom překonávat odpor, který je způsoben třecí silou (Stott, 1973).

Vertikální komponenta GRF má dvouvrcholovou křivku velikosti síly v čase. První vrchol křivky je ve fázi reakce na zatížení, druhý vrchol je ve fázi stojné, a to v její terminální části. V těchto intervalech je velikost reakčních sil největší (Perttunen, 2002). Horizontální složky, také označovány jako smykové a torzní, jsou menší než složka vertikální. Antero-posteriorní složka GRF, která dosahuje až 25 % tělesné váhy, je působena brzdou akcí nohy. Medio-laterální složka GRF souvisí s balancováním v průběhu chůze a ve většině situací nedosahuje více než 10 % tělesné váhy (Perttunen, 2002).

Velikost sil je závislá na rychlosti chůze. Se snižující se rychlostí chůze dochází ke zmenšování vrcholových hodnot reakčních sil (Dungl, 1989).

Ve stoji působí na tělo reakční síly podložky, jejichž velikost je rovná velikosti gravitační síly. Dominantní je složka vertikálně působících reakčních sil, zatímco horizontální složky jsou zanedbatelné (Deursen, 2004).

Vektor GRF při klidovém stoji je lokalizován před kolenem a dorzálně vůči kyčelnímu kloubu. V průběhu chůze se vektor GRF pohybuje postero-laterálním směrem.

V průběhu fáze reakce na zatížení se vektor nachází před kyčelním kloubem a za kloubem kolenním a hlezenním. Ve fázi středního stoje přechází přes kyčelní a kolenní klouby a vůči hlezennímu kloubu se nachází ventrálně (DeLisa, 2006).

### **2.7.1 CoM „center of mass“**

CoM, resp. těžiště těla při bipedálním stoji a chůzi je uloženo v oblasti malé pánve a to těsně před druhým sakrálním obratlem. V průběhu chůze dochází ke změně polohy CoM, kdy se pohybuje po dráze sinusoidy v rovině transverzální i sagitální. Změny polohy CoM se mění v závislosti na rychlosti chůze, nejnižší pozice CoM dosahuje při největší rychlosti chůze. Jedná se o období dvojí opory a nejvyšší pozice CoM dosahuje v období středního stoje, kdy je rychlost chůze nejmenší (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

### **2.7.2 CoG „center of gravity“**

Center of gravity představuje vertikální projekci těžiště těla do podložky. CoG na podložce je lokalizováno mírně za vertikální osou, která prochází středem kyčelního kloubu a před vertikální osou prochází středem kolenního kloubu. Za předpokladu, že je tělesná hmotnost rozložena na podložce rovnoměrně, CoG by mělo být umístěno uprostřed opěrné báze (Perry, 1992).

### **2.7.3 CoP „center of pressure“**

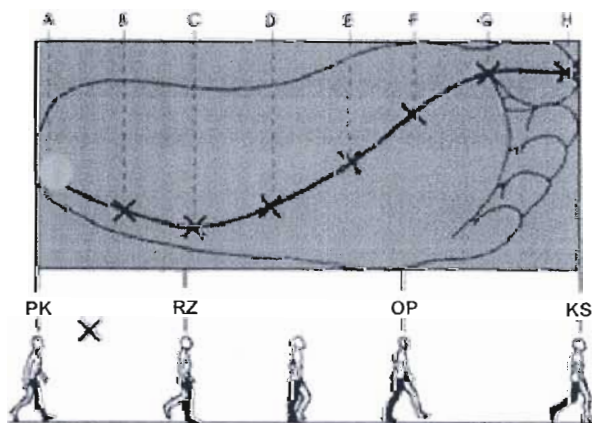
Center of pressure představuje bod či místo působení vektoru vertikálních reakčních sil podložky a je nezávislé na těžišti těla. Jeho polohu lze vypočítat jako vážený průměr všech tlakových sil, kterými působí tělo na podložku v místě vzájemného kontaktu (Winter, 1995). Pokud se k hodnocení použije pouze jedna silová plošina, pak je dostupné celkové CoP, tzv. CoP-net. Pokud je v kontaktu s podložkou pouze jedno chodidlo, pak CoP-net, čili celkové CoP, je lokalizováno uvnitř opěrné plochy chodidla. Při kontaktu obou nohou s podložkou by výsledné CoP-net leželo mezi opěrnými plochami, proto se CoP určuje pro každou nohu zvlášť a je nutné užít dvě silové plošiny (Winter, 1995). Lokalizace CoP pod každým jednotlivým chodidlem je výsledkem neuromuskulární kontroly těla. Umístění CoP pod ploskou přímo ovlivňuje aktivita svalů obou hlezenních kloubů (Winter, 1995). Pokud dochází k nárustu aktivity flexorů, dochází k přesunu CoP vpřed. Naopak při vzrůstající aktivitě extenzorů se CoP přesouvá více vzad a pokud

vzrůstá aktivita svalů způsobujících inverzi nohy, je CoP laterálně. Při stoji dochází k výchylkám těžiště v předozadním směru, které jsou regulovány plantárně flexory a dorsálně extenzory hlezenních kloubů. Výchylky v bočných směrech ve stoji jsou korigovány zvýšením zatížení jedné plosky a snížením na druhé. Zajišťují to především svaly kyčelního kloubu a to zejména abduktory a adduktory a svaly hlezenního kloubu, neboli svaly zajišťující inverzi a everzi nohy (Winter, 1995).

#### 2.7.4 CoP a chůze

Při správné funkci nohy během chůze se chodidlo dostává do kontaktu v určitém sledu, a tak se CoP při chůzi pohybuje po dráze-trajektorii.

Perry (1992) rozděluje nohu na tři části: patu (calcaneograde), přednoží (plantigrade) a prsty (unguligrade). První se do kontaktu s podložkou dostává pata, a to její zadní okraj, následně pak střed paty, která tvoří hlavní oporu prvních 6–10 % z krokového cyklu. Další částí přicházející do kontaktu s podložkou je přednoží, které je s podložkou v kontaktu 20 % krokového cyklu. Zde se nejčastěji (v 71 %) jako první dotýká podložky hlavička V. metatarzu zhruba asi v 8 % z cyklu. Následuje rychlý přesun z laterální na mediální stranu a fáze kontaktu prstů s podložkou nastává v 30 % krokového cyklu. Hlavičky všech metatarzů jsou v kontaktu s podložkou a posledním segmentem, který končí odvinutí nohy od podložky, je I. metatarz (Perry, 1992) (Obrázek 10).



Obrázek 10 – Dráha CoP v průběhu stojné fáze krokového cyklu (Pribut, 2007)

## 2.8 Plantární distribuce tlaků ve stoji a chůzi

### 2.8.1 Stoj

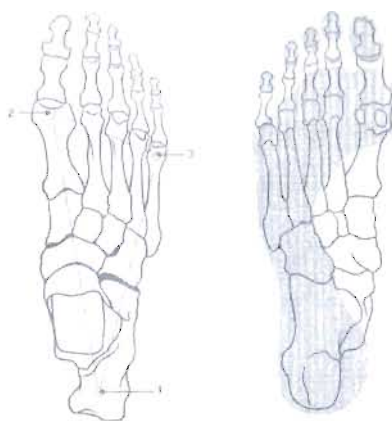
Klidný uvolněný stoj na obou končetinách je popisován jako dynamický stav, charakterizovaný drobnými pomalými pohyby (Dungl, 1989). Drobné výchylky slouží k udržování rovnováhy celého těla. Uvedenou situaci označuje Vařeka (2002) za kvazistatickou, právě z důvodu, že ani klidný stoj není čistě statickou situací. Proto se i při stoji míra zatížení jednotlivých bodů opory chodidla neustále mění.

V kvazistatické poloze tělo jako celek nemění svou polohu v prostoru. Vektor tíhové síly musí v každém okamžiku směřovat do opěrné báze, která leží v rovině kolmé na výslednici uvažovaných zevních sil. Nespadá-li při stoji projekce celkového těžiště těla do opěrné báze, dochází ke ztrátě rovnováhy (Vařeka, 2002).

Posturální funkce nohy a rozložení tlaku na plošce nohy byla předmětem mnoha výzkumů. Čihák (2001) uvádí, že dochází k rozložení váhy na tuber calcanei a na hlavičky I. a II. metatarzu, zátěže na ostatní metatarzy (III.-V.) postupně směrem k zevní straně ubývá. Podle Karase a Otáhalá (1991) dochází k rozložení váhy na tuber calcanei, na hlavičky I., IV. a V. metatarzu s tím, že zatížení přednoží je menší než zatížení paty.

Vařeka (2004) pojednává o tzv. tříbodovém modelu opory, podle kterého je posturální funkce nohy biomechanicky realizována především prostřednictvím určitých oblastí plosky nohy či částí těchto segmentů. V závislosti na aktuální situaci vyhodnocené CNS jsou jednotlivé „body“ využívány k vytvoření i změně opěrné plochy, která má zásadní vliv na změnu opěrné báze. Ve stoji dochází k rozložení tlaků mezi třemi hlavními oblastmi, kterými jsou pata, laterální paprsek a hlavička I. či II. metatarzu.

Volný vzpřímený stoj je vždy asymetrický, kdy na jedné končetině je větší zátěž než na končetině druhé. Dochází k neustálému střídání zátěže, avšak jedna dolní končetina časově převažuje. Rozložení zátěže mezi chodidly tedy kolísá mezi 5–15 % celkové hmotnosti. 50 % zátěže by mělo připadat na patu, zbytek je rozdělen na přednoží s maximem na palci, kde přesné procentuální rozložení není specifikováno (Véle, 2006; Sobotka, 1996). Lánik (1990) uvádí, že zátěž na každém chodidle je rozložena na 12 stejných částí, přičemž na patu připadá 6 částí a na přední část nohy také 6. Hutton, Stokers (1995) udávají pro patu 75 % a pro přednoží 25 % celkové hmotnosti. Dungl (1989) popisuje, že zatížení patní části je větší než přednoží. Plošný tlak pod hlavičkami metatarzů kolísá od 5–15 N/cm<sup>2</sup>, pod ploskou paty od 11 do 40 N/cm<sup>2</sup>.



Obrázek 11 – Rozložení zátěže ve stoji (Véle, 2006)

### 2.8.2 Chůze

V rozložení plantárních tlaků existuje mnoho individuálních rozdílů, avšak řada studií poukazuje na relativně shodné vzory této distribuce. Obecně byly zjištěny nejvyšší tlaky v průběhu chůze v regionu paty, přednoží a palce u nohy. Nejnižší tlaky byly zjištěny pod střední částí nohy a ostatními prsty. Na počátku stojné fáze, kdy dochází k převzetí hmotnosti těla a absorpci nárazu při došlapu paty, je nejvíce zatíženou oblastí zadní laterální okraj paty, kdy se hodnoty pohybují mezi 70–100 % tělesné hmotnosti, to odpovídá asi 400 kPa, celý tento děj trvá asi 0,05 sekund. V dalším průběhu, kdy se hmotnost těla přesouvá na střed paty, dochází ke snížení tlaku na třetinu (33 %). Při kontaktu laterálního okraje nohy s podložkou se tlaky pohybují okolo 10 % tělesné hmotnosti (Perry, 1992).

Hayafune (1999) tvrdí, že nejvíce zatěžovanou strukturou v oblasti přednoží je oblast palce a oblast os metatarsale II. Perry (1992) uvádí, že největší tlaky v oblasti přednoží se nacházejí po hlavičkami os metatarsale II. a III., jejich hodnoty tlaku v porovnání s oblastí paty se pohybují mezi 60 % a 100 %. Pod hlavičkou I. metatarzu byly zjištěny tlaky v rozsahu mezi 30 % a 50 % tělesné hmotnosti (Perry, 1992). Nejvyšší tlaky pod patou jsou na začátku stojné fáze a na konci stojné fáze jsou nejvyšší tlaky v regionu metatarzálních hlaviček (Pertunnen, 2002). Prsty jsou se zemí v kontaktu ¾ stojné fáze cyklu chůze a působící tlaky jsou podobné tlakům metatarzálních hlaviček (Hughes, 1990).

Angelaswourth (2006) – popírá existenci pouze jednoho vzoru jako normu a sám uvádí výskyt čtyř běžných tlakových vzorů, které nazývá jako vnitřní, vnitřně-střední, střední a zevní. Nutno zdůraznit, že to platí u pacientů bez jakékoli patologie nohy.

### **2.8.3 Faktory ovlivňující distribuci plantárních tlaků při chůzi**

Na rozložení a velikosti plantárních tlaků má vliv mnoho různých faktorů. Ty mohou být strukturální i funkční a jejich podíl vlivu na distribuci plantárních tlaků činí asi 50 %. Relativní příspěvek struktury se v jednotlivých regionech nohy významně liší. Ve střední části planty a pod prvním metatarzem má dominantní vliv struktura, zatímco v oblasti paty a palce má významný vliv jak struktura, tak i funkce (Morag, Cavanagh 1999).

#### **2.8.3.1 Region paty**

Velikost tlaku pod regionem paty je ovlivňována jak strukturou, tak i funkcí calcanea. Hodnoty tlaku regionu jsou závislé na velikosti nožní klenby a hodnoty plantárních tlaků rostou se zvyšující se podélnou nožní klenbou. Důležitou roli hrají mechanické vlastnosti měkkých tkání pod patou, kdy větší množství měkké tkáně pod patou vede ke snížení tlaku (Morag, Cavanagh, 1999).

Na rozdílném rozložení plantárních tlaků má svůj vliv i rychlost dopadu nohy ve vertikálním i horizontálním směru, čas kontaktu a rychlost chůze. Z toho vyplývá, že velikost a rozložení tlaku v regionu je velmi ovlivněno událostmi před a při iniciálním kontaktu s podložkou (Caselli, 2002). Vyšší rychlost dopadu paty na podložku působí zvýšení hodnot plantárních tlaků.

#### **2.8.3.2 Region střední části nohy**

Hodnoty plantárních tlaků jsou zde ovlivňovány především hmotností, věkem a rozsahem pohybu nohy do everze. Snížení nožní klenby má za následek větší kontaktní plochu, která je spojována s vyššími hodnotami plantárních tlaků. Větší rozsah everze je spojen s nižšími hodnotami tlaku a důvodem je, že noha se během mezistoje nachází ve větší pronaci a dochází tak k přesunu zatížení mediálním směrem (Morag, Cavanagh, 1999).

#### **2.8.3.3 Region přednoží**

Hodnoty plantárních tlaků jsou ovlivněny vzdáleností sezamské kůstky od podložky a sklonem patní kosti. Hodnoty stoupají s menší vzdáleností sezamské kůstky od podložky a s nižším sklonem patní kosti. Ke zvýšenému tlaku pod prvním metatarsem může vést i snížená mobilita talocalcaneonavikulárního kloubu, větší úhel Chopartova kloubu a krátký II. metatarz (Morag, Cavanagh, 1999).



#### **2.8.3.4 Region palce**

Velikost tlaků v oblasti palce je ovlivňována několika faktory, jakými jsou délka palce, množství měkkých tkání pod sezamskými kůstkami, úhel mezi proximálním a distálním článkem palce nebo pohyblivost prvního metatarzofalangeálního kloubu (Morag, Cavanagh, 1999).

#### **2.8.3.5 Vliv nocicepce**

Nociceptivní aference je vedena tenkými vlákny s širokou distribucí a ovlivňuje excitabilitu interneuronální sítě, a tím i průběh motoriky. Zpracování nociceptivního aferentního podnětu je výsledkem působení dvou faktorů. Organického faktoru nociceptivní aference a psychologického faktoru interpretace této nocicepce. Nociceptivní a interoceptivní aference se uplatňuje zejména u patologických případů, kdy hlásí ohrožení struktury, které vede k omezení rozsahu motorických funkcí. Nociceptivní aference kromě vnímání bolesti spouští „aktivní obranný program“, tedy aktivně moduluje průběh pohybu. Dochází k tomu, že je místo šetřeno (Véle, 1995).

Vliv nocicepce na změnu distribuce plantárních tlaků je velký. Při bolestivých podnětech dochází ke zkrácování kroku a následnému kulhání (Véle, 2006).

U jedinců trpící bolestivou nocicepcí dochází jak ke změně náslapu, tak i snížení rychlosti při chůzi volní i rychlé. Také v průběhu stejné fáze krokového cyklu je při patologických stavech průměrné maximální zatížení nohy menší. Pokud se vyskytuje bolest v oblasti paty, ve většině případů dochází k tomu, že je minimální zatížení regionu paty a dopad je směřován převážně na přední část nohy (Powers, 1999).

Na zatížení plosky má vliv mnoho faktorů, nejčastěji se jedná o tělesnou hmotnost, věk, výšku, omezený aktivní a pasivní rozsah v kloubech, mechanické vlastnosti měkkých tkání, konfiguraci mediální podélné klenby, kostní prominenci, přítomnost strukturálních deformit (kladívkové drápkovité prsty), rychlost chůze, úhel odvalu palce, aktivita svalů i styl chůze.

## 2.9 Bolesti paty

Bolesti paty jsou v naší populaci relativně častým klinickým symptomem, který může působit značné obtíže včetně pracovní neschopnosti. K dosažení správné diagnózy je zapotřebí odebrat podrobnou osobní anamnézu a provést důkladné fyzikální vyšetření dolní končetiny (Aldridge, 2004).

Bolesti v oblasti plosky mohou být způsobeny patologickým procesem přímo v oblasti patní kosti nebo bolestmi přenesenými z okolních tkání, především z oblasti nožní klenby. Přetížení složité struktury nohy může vést k bolestivým projevům na úponech šlach, vlastních šlachách, kloubech či struktuře a tvaru kosti (Trč, 2006).

Jednou z nejčastějších diagnóz je ostruha patní neboli calcar calcanei (Frenclová et al., 2005; Trč, 2006).

### 2.9.1 Rozdělení

Rozdělení bolestí paty nejsou u autorů, zabývajících se touto problematikou, často uváděna.

Systematizace je komplikována různými názory jednotlivých autorů na etiologii některých stavů.

Bordelon (in Scott, 1994) uvádí rozdělení podle příčin bolesti paty, tj. na podkladě:

1. bursitidy, fascitidy, tendinitidy
2. periostitidy paty a (nebo) formované ostruhy
3. nervové komprese
4. abnormální nožní mechaniky
5. systémových procesů
6. kombinací těchto příčin

Bateman (in Dungal, 2005) rozděluje bolesti paty podle etiologie a lokalizace:

1. bolesti v plosce paty
  - infracalcaneární plantární fascitida
  - ostruhy patní kosti
2. bolesti na mediální straně paty
  - syndrom tarzálního tunelu
  - neurodynie ramus calcanei medialis

- tendinitida m. tibialis posterior
- 3. bolesti v hrbolu patní kosti
  - burzitidy
  - tendinis Achillea
  - exostózy patní kosti
- 4. bolesti na laterální straně paty:
  - calcaneofibulární útlak
  - tenosynovialitida peroneálních šlach
- 5. statické poruchy
  - bolestivá pata sportovců
  - léze Achillovy šlachy
  - běžecká pata
  - zánětlivá postižení paty

### 2.9.2 Ostruha patní kosti – calcar calcanei

Jako ostruha patní kosti (Obrázek 12) neboli calcar calcanei bývá označován trakční osteofyt, který se nachází v místě mediálního výběžku hrbolu patní kosti, na který se upíná plantární aponeuróza, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae a m. abductor hallucis. Trakční osteofyt vzniká jako výsledek tahu těchto svalů. Ostruha patní kosti je nálezem asi u 15 % dospělé populace. Vyskytuje se od mládí až do vysokého věku, avšak nejvíce se potíže objevují u pacientů mezi 40–60 rokem života (Dungl, 2005).



Obrázek 12 – Ostruha kosti patní (Dungl, 2005)

### 2.9.2.1 Etiopatogeneze

Původem této patologie je entezopatie v úponu krátkých svalů nohy a plantární aponeurózy. Jedná se o vícevrstevnou vazivovou aponeurózu, která se skládá ze tří částí, centrální, mediální a laterální. Tato fascie se upíná ke třem hlavním opěrným bodům nohy (pata a hlavičky prvního a pátého metatarzu), tak, že vytváří podélný oblouk, který je nedílnou součástí správné biomechaniky nohy během došlapu na patu, na celou plošku a během odrazu (Aldrige, 2004). Mezi stavy se zvýšeným napínáním plantární fascie, které mohou vyvolat bolest, patří pes planus, pes cavus, snížená mobilita subtalárních kloubů a zkrácená Achillova šlacha. Tyto příčiny vedoucí ke zvýšenému napětí plantární fascie, mohou ovlivnit její stabilizační funkci podélné klenby (Scott, 1994).

Zvýšené napětí plantární aponeurózy je obvykle způsobeno nadměrným zatěžováním nebo jejím přetížením. Nadměrné zatížení je často způsobeno mechanickým přetížením, nedostatečnou funkcí nožní klenby, stejně tak svou roli hraje dědičnost, nadměrná hmotnost, dlouhodobé stání či nevhodná obuv (Aldrige, 2004; Trč, 2006).

Patní ostruha je tedy výslednicí tahových sil měkké tkáně upínající se na oblast drsnatiny patní kosti. Zvyšujícím se tahem přetížené měkké tkáně roste apozicí z periostu patní kosti výčnělek, kostní hmota, která pod tahem šlachy, která se zkracuje, zbytněje do podoby ostruhy. Dochází k usazování vápenatých solí do traumatizovaného úponu plantární aponeurózy a krátkých svalů nohy (Hronková et. al., 2000).

Patní kost reaguje na přetížení nejen vznikem patní ostruhy lokalizované na straně plantární, ale také následkem zvýšeného tahu Achillovy šlachy vzniká na straně dorsální tzv. Haglundova exostóza. Kostní aposice mohou být různé velikosti, které ani nemusí být vidět na rentgenovém snímku (dále jako RTG), nebo naopak mohou dosahovat značných rozměrů. Mohou být typicky špičaté, ale i ploší či navalité (Frenclová et al., 2005).

Nadměrné přetěžování nohy přispívá ke vzniku svalové dysbalance a dysfunkci vazivového aparátu nohy. Svalové dysbalance neboli svalové nerovnováhy vznikají v důsledku toho, že některé svaly mají tendenci k útlumovým projevům (hypotonii, oslabení, hypoaktivaci), jiné svaly naopak mají tendenci k hypertonii a svalovému zkrácení. Současná teorie, která vysvětluje vznik svalových dysbalancí, hovoří o dvou svalových systémech s protikladnými vlastnostmi. Jednou z rozhodujících vlastností je jejich antigravitační funkce. Ta rozděluje svalový systém na tonický a fázický. Tonické svaly mají tendenci ke zkrácení a k hypertonii, plní především činnost posturální. Svaly,

kteře naopak inklinují k oslabení, jsou svaly fážické. Při běžných pohybových aktivitách jsou tonické svaly relativně více zatěžovány než svaly fážické (Kolář, 2002).

Vlastnosti svalových vláken jsou dány typem motoneuronu. Malé alfa-motoneurony inervují červená vlákna a převažují ve svalech tonických. Velké alfa-motoneurony inervují bílá vlákna a tvoří většinu vláken ve svalech fážických. Funkčně se tonické motoneurony vyznačují delším trváním záškubu i dekontrakce. Fážické motoneurony mají kratší trvání záškubu i dekontrakce (Kolář, 2002).

Hlavní rozdíl mezi oběma systémy tkví v jejich časovém zařazení do držení těla, tj. v posturální integraci. Svaly fážické jsou ve své posturální funkci z fylogenetického, resp. ontogenetického hlediska mladší než svaly tonické. Tonický i fážický systém reagují jako funkční jednotky a jako funkční jednotky jsou reflexně propojeny. Oslabením některého ze svalů posturálně mladšího systému dochází automaticky ke změně postavení v kloubu a k reflexní iradiaci této inhibice do celého systému. Vzniká celková převaha antagonistického systému, tj. v posturální funkci fylogeneticky, resp. ontogeneticky staršího (Kolář, 2001).

Svalové dysbalance jsou charakteristickým znakem vadného držení těla. Při vadném držení těla se klouby nacházejí v tzv. decentrovaném postavení a funkce svalů, která toto postavení zajišťuje, není v rovnováze. Svalové dysbalance a dysfunkce vazivového aparátu nohy vedou k ovlivnění kostěné struktury klenby nožní, neboli přispívají ke vzniku ploché nohy, která má významný vliv na vznik ostruhy kosti patní (Trč, 2006).

Vznik plochonoží neboli funkci nohy zásadně ovlivňuje postavení pánevního pletence, kyčelního a kolenního kloubu. Nesprávné postavení pánevního pletence, ve smyslu anteverze, držení kyčelního kloubu ve vnitřně rotačním postavení se promítá do valgózního postavení kolenního kloubu a do planovalgózního postavení nohy (Hermachová, 1998).

#### **2.9.2.2 Příznaky patní ostruhy**

K nejčastějším příznakům ostruhy patní kosti patří bodavá bolestivost v její nášlapné části. Bolesti se objevují nejvíce na začátku zátěže, především ráno při prvních krocích, po delším sezení či větší zátěži nebo i večer a v klidu. Bolestivý nemusí být pouze nášlap, ale často bývá citlivý i dotek paty. Bolest je nejčastěji lokalizována ve střední části paty nebo na jejím vnitřním okraji a může také docházet k vystřelování do plosky. Někdy se mohou

objevit příznaky, jako je otok, zčervenání paty nebo bolestivost v okolí Achillovy šlachy (Trč, 2006). Samotná patní ostruha nebolí, ale reagují šlachy a měkké části v okolí, které ostruha dráždí a způsobuje aseptický zánět. Bolesti bývají někdy tak velké, že pacienti vyřazují z pracovního procesu a normálního života. Bolestivost často vede k nesprávnému stereotypu chůze, chybnému našlapování, při kterém chce pacient „odlehčit“ bolestivou patu, a to vede k poškození velkých nosných kloubů a páteře (Frenclová et al., 2005).

### **2.9.2.3 Diagnostika**

K určení diagnózy *calcar calcanei* slouží několik metod vyšetření, kterými jsou anamnéza, klinické vyšetření, rentgenografické vyšetření a počítačová tomografie. Klinický nálezn je poměrně typický – bolestivost paty v plosce nebo na jejím vnitřním okraji, bývá otok, omezeně zarudnutí, pohyby hlezenního kloubu jsou volné a nebolestivé. Jasným kritériem pro diagnózu patní ostruhy je RTG nález, který je však nutný spíše k vyloučení jiné příčiny bolesti paty, jakými jsou: úrazy, zánět kosti, artróza v oblasti hlezna, osteoporóza nebo i nádor (Čižmár et al., 2005).

### **2.9.2.4 Terapie *calcar calcanei***

Základním projevem *calcar calcanei* je výrazná bolest při došlapu, často dochází ke změnám pohybového stereotypu a zatížení druhé končetiny, u které později dochází k rozvoji obdobných patologických procesů. Cílem fyzioterapie je především ústup bolestivosti, úprava svalových dysbalancí, obnova nebo vytvoření správných pohybových stereotypů (Trč, 2006). Konzervativní léčba je léčbou první volby u lehčích forem, k operačnímu řešení se přistupuje v případě výraznějších potíží (Dungl, 1989). Konzervativní terapie zahrnuje fyzioterapeutické metody, které nabízejí velkou škálu terapeutických možností jako např. exteroceptivní stimulace, senzomotorická stimulace, mobilizace a techniky měkkých tkání atd. Dále fyzikální terapii, podávání protizánětlivých léků, kdy jsou především využívány nesteroidní antiflogistika, při výraznějších potížích injekce depotního kortikoidu (Trč, 2006).

Operační terapie zahrnuje – otevřené postupy – v současné době indikovány velmi omezeně, protože je značné riziko vzniku jizev v extrémně složité a choulostivé oblasti plosky. Nachází se zde vertikálně seřazeny vazivově-tukové sloupce, které dokážou výjimečným způsobem tlumit celoživotní zátěž těla.

Miniinvazivní = artroskopické postupy – díky šetření tkání a optimálnímu dosažení postižených struktur jsou stále častější metodou využívanou při řešení dlouhodobých obtíží s calcar calcanei, který nereaguje na konzervativní postup (Stehlík, Štulík, 2005).

Pokud se jedná o novou metodu při léčbě uvedené afekce, je v současné době stále častěji indikována fyzikální metoda léčby, tzv. rázová vlna. Vzhledem k povzbudivým informacím byla snaha objektivně zhodnotit efekt léčby rázovou vlnou v případě opakovaného sledování pacientů s využitím digitální baropodometrie. Tímto směrem bude zaměřená i další část práce.

## 2.10 Rázová vlna

S rázovou vlnou se každý běžně setkáváme vždy, když vidíme blesk nebo nad námi proletí nadzvukové letadlo. Rázová vlna vzniká tehdy, když se zdroj zvukových vln pohybuje rychleji než vlastní zvuk. Při překračování zvukové bariéry vzniká třesk a tlaková vlna, ve které je ukryta obrovská energie.

Rázové vlny ale lze vytvořit i v menším měřítku, než je bouře s blesky. Postačí k tomu mnohem menší přístroje – generátory pracující na různých fyzikálních principech (elektromagnetický, elektrohydraulický, piezoelektrický atd.), pomocí nichž je možné rázové vlny směřovat a regulovat jejich průnik do hloubky lidského těla.

Jako první se tato metodika začala používat při terapii žlučnickových a ledvinových kamenů. Rázová vlna drtí tyto kameny na písek, který odchází z těla přirozenou cestou, a pacient se tak vyhne náročné operaci (Craig, 2004).

Terapie rázovou vlnou – ESWT (Extracorporeal Shock Wave Therapy) se využívá již od 80. let 20. století. Pro svou vysokou efektivnost je zařazena také do léčebných postupů onkologie, chirurgie, gastroenterologie, ortopedie a v posledních letech se zjistilo, že účinně pomáhá i při léčbě bolestí pohybového aparátu, v traumatologii u prodlouženého hojení zlomenin, paklobů atd. Samotný přístroj DolorClast© je na zahraničních trzích k dispozici již od roku 1999 (Craig, 2004).

### 2.10.1 Princip přístroje

Rázové vlny jsou tedy zvukové vlny o velmi vysoké energii, které jsou vytvářeny ve speciálním zařízení. Tyto vlny jsou ve fokusované formě zacíleny do postižené oblasti, která způsobuje chronickou bolest. Generátor mění vzduchovou vlnu, která je do něj vháněna pod tlakem 5–6 barů v akustickou radiální vlnu, která dosahuje své maximální hodnoty v několika nanosekundách (nanosekunda = 1 miliardtina sekundy). Pomocí pohybujícího se projektilu v aplikátoru dochází k přenosu rázové vlny skrz hlavici aplikátoru do tkáně. Pro lepší kvalitu přenosu rázových vln mezi hlavicí a ošetřovanou tkání je vhodné použít kontaktního gelu (Zeman, 2005; Cluett, 2008).

Přístroj na aplikaci rázové vlny se skládá z řídicí jednotky a aplikátoru rázových vln, který je s řídicí jednotkou propojen kabelem. Stlačený vzduch je získáván pomocí kompresoru (Obrázek 14).



### **2.10.2 Působení radiální rázové vlny ve tkáni**

Rázová vlna je do léčené tkáně přenášena speciální hlavicí aplikátoru. Maximální hloubka účinku je 3,5 cm až 4,5 cm. Rázová vlna, respektive přenos mechanické energie do postižené tkáně vede k vyvolání několika reakcí. Rázová vlna mění chemické prostředí ve tkáních prostřednictvím volných radikálů, a tím dochází ke zlepšení prokrvení tkání, k rozšíření cév a tvorbě nových kapilár. Současně se tvoří substance P, která účinkuje proti bolesti a má růstový efekt. Zvyšuje se lokální látková výměna, což přispívá k lepšímu hojení tkání. Dále dochází k narušení a rozpouštění vápenatých usazenin ve šlachách a úponech, u jizevnatých procesů ve spojení šlacha-kost dochází k aktivaci fibroblastů neboli buněk produkující vazivovou tkáň, čímž dochází ke zvýšení produkce kolagenu a k regeneraci postižené tkáně, okamžité redukci napětí tkáně – postupné zmenšení úponových bolestí. S ústupem bolestí se výrazně zlepšuje pohyblivost (Čakloš, 2007).

### **2.10.3 Indikace**

- Ostruha kosti patní/ plantární fasciitida
- Bolest ramene s kalcifikacemi nebo bez nich/ kalcifikovaná tendinitida (syndrom rotátorové manžety ramenního kloubu/ kalcifikující bursitida
- Bolest Achillovy šlachy
- Proximální iliotibiální bursitida/ tendinitida trochanterického úponu
- Radiální nebo ulnární epikondylitida humeru („tenisový“ či „golfový“ loket)
- Patelární tendinopatie („skokanské koleno“)
- Syndrom tibiální hrany
- Úponové tendinitidy
- Akupunktura
- Svalové spouštěcí (bolestivé) body

### **2.10.4 Kontraindikace**

- Koagulační poruchy (hemofilie)
- Trombóza
- Nádorové choroby, pacienti s karcinomem
- Těhotenství
- Polyneuropatie v případě diabetu melittu

- Akutní záněty/ hnisavá ložiska v cílové oblasti
- Děti v období růstu
- Aplikace kortikoidů v posledních 6 týdnech
- RTG v posledních 6 týdnech
- Aplikace nad vzdušnými orgány, nad nervem

### **2.10.5 Průběh léčby**

O vhodnosti terapie vždy rozhoduje lékař na základě vyšetření pacienta, jehož součástí bývá ultrazvukové vyšetření, případně rentgenový snímek. Léčba rázovou vlnou zahrnuje zpravidla 2–5 aplikací, průměrný počet jsou 3 aplikace, průměrná doba mezi jednotlivými aplikacemi je 5–7 dní, frekvence impulsů 4–8–12 Hz v jedné aplikaci a celkový počet impulsů v jedné kůře 500–2000, pracovní tlak 1,5–2,5 barů. Rázová vlna se aplikuje v blízkosti úponu svalu, v lokalitě trigger point, tender point (svalů upínajících se v místě bolesti i svalů vzdálených a funkčně provázaných), v lokalitě šlacho-svalového spojení. V průběhu léčení by měl pacient dodržovat maximální omezení zátěže ošetřené části těla 3 dny, od 5. dne se doporučuje veškeré aktivity provádět v submaximální zátěži. Efekt léčby nastupuje v průběhu 1–12 týdnů (Hammer et al., 2002; Cluett, 2008).

### **2.10.6 Vedlejší účinky terapie**

Léčba rázovou vlnou má minimální vedlejší účinky. V některých případech se může objevit zarudnutí kůže, mírný lokální otok, petechie, hematom, pocit necitlivosti nebo svědění. Během aplikace nebo po ní se může krátkodobě zvýšit bolestivost.

### **2.10.7 Výhody terapie rázovou vlnou**

- Neinvazivní
- Úleva od chronické bolesti
- Nezatěžuje pacienta, pacient může „fungovat“ bez většího omezení
- Značná tolerance a nepatrné vedlejší účinky
- Vyloučení nepříznivého účinku na okolní tkáň – přesně zacílené působení
- V některých případech léčba nahradí potřebu chirurgického zákroku



Obrázek 13 – Aplikace rázové vlny u patní ostruhy <sup>1</sup>



Obrázek 14 – Švýcarský přístroj Master Puls <sup>2</sup>

---

<sup>1</sup> <http://www.razova-vlna.eu/index.php?obsah=indikace>

<sup>2</sup> [http://www.fyzioterapie3r.cz/lecba\\_razovou\\_vlnou.htm](http://www.fyzioterapie3r.cz/lecba_razovou_vlnou.htm)

### **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

#### **3.1 Cíle práce**

Cílem teoretické části bylo zpracování na základě literární rešerše anatomii a kineziologii nohy, posturální stabilitu stoje a analýzu krokového cyklu a svalových souher, které se v rámci krokového cyklu uplatňují, s důrazem na aktivitu nohy a distribuci plantárních tlaků ve stoji a při chůzi.

Cílem praktické části práce byla analýza distribuce tlaků chodidla ve stoji a chůzi u pacientů s diagnózou calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou.

#### **3.2 Hypotézy**

H0 1: Zatížení chodidla se při statickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

- distribuce tlaků chodidla mezi zánožím a přednoží

H0 2: Zatížení chodidla se při dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

- distribuce tlaků chodidla mezi zánožím a přednožím

H0 3: Rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se při statickém a dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

## 4 METODIKA

### 4.1 Popis přístroje

#### 4.1.1 Vývoj digitální baropodometrie

Termín baropodometr byl vynalezen v roce 1986 Italem Pierem Galassem, vedoucím výzkumného centra společnosti Diagnostic Support v Římě, a také členem oddělení věd pohybového aparátu na Univerzitě La Sapienza v Římě, jako zařízení pro měření tlaku chodidel. Baropodometr byl v posledních dvaceti letech neustále vyvíjen ve výzkumném centru a nyní je to metoda určená především pro klinickou diagnostiku.

Poprvé byl představen v roce 1996 jako Electronic Baropodometer – patentované zařízení složené z více částí s možností propojení více různých modulů dohromady a jako první zařízení na světě umožňující hodnocení přirozené chůze. Při vyšetření byl detekován každý  $\text{cm}^2$  (vzdálenost mezi senzory – 2 mm) kontaktní plochy chodidla.

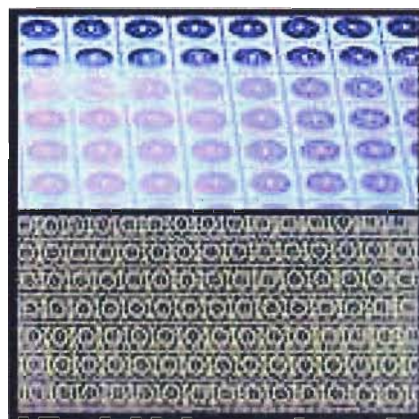
V roce 2006 byla uvedena zdokonalená verze této technologie založená na snímací ploše s vysokým rozlišením. Měření pomocí metody digitální baropodometrie je rychlé, opakovatelné a poskytuje ortostatické a funkční hodnocení pacienta (statické, dynamické a stabilometrie). Testování může být prováděno jak naboso, tak v obuvi.

#### 4.1.2 Physical Gait System (PGS)

Jedná se o sofistikovaný neinvazivní diagnostický systém digitální baropodometrie. Systém umožňuje prostřednictvím tří samostatných modulů snímání a analýzu tlakových poměrů na plosce nohy v klidu (statický test) a za pohybu (dynamický test), vyšetření a hodnocení stability a studium morfologie těla a chůze. Ve svém modelu všechny tři modely tvoří tzv. bioposturální test, který umožňuje komplexní posouzení pacienta.

Je jako jediný doveden až do výrobní fáze, během níž je na numericky řízené frézce vyfrézována kvalitní individuální ortopedická vložka. Testy jsou prováděny na dlouhé nášlapné plošině (3200 mm) se snímací plochou, která umožňuje provést minimálně jeden celý krok. Eliminuje se tak stres vznikající při soustředění na krátkou nášlapnou plošinu, který způsobuje krácení nebo naopak prodlužování kroku, a tím pádem nestandardní nášlap. Základem systému je snímací plošina (Obrázek 15, 16), počítač a software, který dokáže přesně zpracovat údaje snímané z plošiny.

Snímací plošina je 1200 m dlouhá a 400 mm široká, osazená 4800 tlakovými, platinou pokrytými senzory. Pracuje na frekvenci 120 Hz. Při variantě produktu SensorOne je na každý  $\text{cm}^2$  jeden senzor a ve variantě MultiSensor na každý  $\text{cm}^2$  čtyři senzory.



Obrázek 15 – Povrch snímací plošiny

Obrázek 16 – Detail senzorů

Na povrchu snímací plochy je natažen materiál – Synthetic skin, speciální materiál pro zvýšení míry sensitivity během tlakové analýzy na povrchu a také okolo nohy.

Minimální požadavky na hardware počítače jsou Intel Pentium IV / Win XP Pro, 512 MB RAM a Harddisk 80 MB.

Při vyšetření se do počítače zadají základní údaje pacienta – iniciály, pohlaví, věk, výška, váha a velikost bot, které jsou potřebné pro přesnější zpracování měřených údajů.

#### Bioposturální test (dále jako BPT)

Bioposturální test je tvořen:

- *Baropodometrickým testem*, při němž je hodnoceno zatížení nohou, respektive je získána tlaková mapa plosek nohou včetně numerického zobrazení zátěže, v jednotlivých bodech se zjišťuje, jakým způsobem se opírá ploska nohy o podložku a jak se projekuje těžiště těla a rozkládá váha těla. Data jsou snímána tlakovými senzory v klidu i za pohybu.
- *Stabilometrickým testem*, během něhož se získávají údaje o pohybu těžiště, zaznamenává se délka dráhy těžiště, plocha zaujímaná trajektorií těžiště.

- *Morfologickým testem*, na němž se podílí tzv. image systém, umožňující sledovat dynamiku kroku na videozáznamu současně s baropodometrickým vyšetřením. Rozfázování záznamu jak optického, tak baropodometrického, poskytuje obraz o odvalu a postavení dolní kočety. Součástí morfologického testu je *podoscanalyzer*, umožňující posouzení morfologie chodidla a vyhodnocení stupně plochonoží a tzv. *Body analysis kapture*, analýza postavení těla (Usar Manual Physical Gait System, 2008).

## Technické charakteristiky

### Statický test

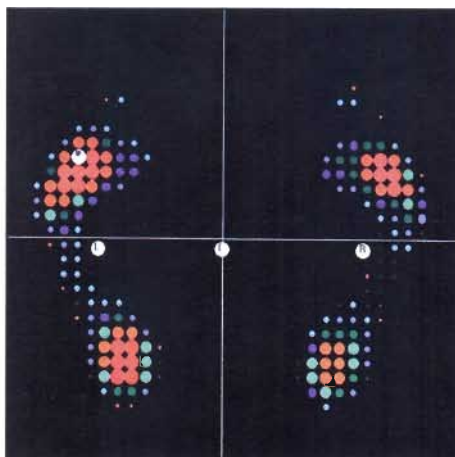
Baropodometrie získává statický obraz opory nohou v klidném, uvolněném stoji během posledních 5 vteřin. Statická opora obou nohou (Obrázek 17), ukazuje vyvinutý tlak plosek pacienta v deseti úrovních, pro zvýraznění různé intenzity zatížení v procentech, kdy výchozí hodnota je maximum zatížení **M** (gr/cm<sup>2</sup>). Procentuální zatížení vyjádřené v bodech je kvantifikováno v barevné škále (Tabulka 1).

Tabulka 1 – Barevná škála vyjádření procentuálního zatížení

Barva	P max %
červená	100-91
oranžová	90-81
světlezelená	80-71
tmavězelená	70-61
tmavěmodrá	60-51
světlemodrá	50-41
azurová	40-31
běžová	30-21
světle hnědá	21-11
tmavě hnědá	10-0

### *Popis M, L–C–R*

V základním zobrazení je vidět tlakové rozložení v barevných bodech, bod maximálního tlaku (M), středy tlaků každé nohy (L, R) a nakonec těžiště těla (C). Všechny tyto body, L–C–R, by měly být v horizontále a stejně od sebe vzdáleny. Horizontála prochází přibližně v úrovni členění metatarzů nebo Chopartovy linie. Těžiště těla může být posunuto vpřed nebo vzad podle způsobu stoje subjektu (Usar Manual Physical Gait System, 2008).



Obrázek 17 – Statická opora obou nohou

### *Statická isobarická analýza*

Isobary představují všechny body stejné intenzity (Příloha č. 1). Tři barvy vyjadřují tři úrovně tlaku (silné, střední a nízké zatížení) (Tabulka 2).

Tabulka 2 – Úrovně tlaku

Barva	Úroveň	Povrch %
červená	I	10-14 %
zelená	II	30-35 %
modrá	III	50-55 %

Kromě základního a isobarického zobrazení lze výsledky znázornit v provedení číselném, kdy jsou jednotlivé body nahrazeny přesnými číselnými hodnotami, Hi-Res, kdy je vytvořen imaginární otisk nohy do měkkého povrchu a 3D, kdy je vidět plastické Hi-Res zobrazení, lze ho otáčet ve všech rovinách nebo invertovat.

### Dynamické zobrazení

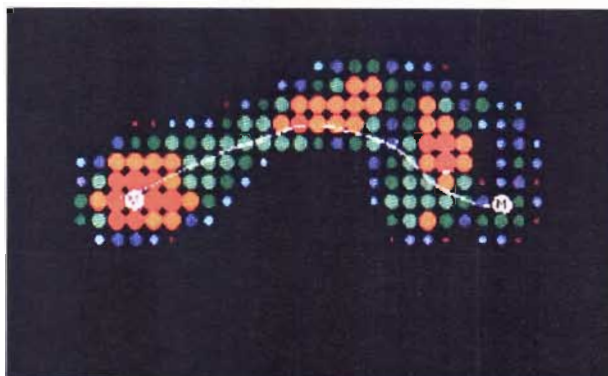
#### *Zobrazení CoP*

Průběh CoP (Obrázek 18) je zobrazován pomocí křivky. Jako fyziologický průběh křivky je považován takový průběh, kde křivka má následující dráhu:

- počátek 1/3 od okraje patní části nohy
- pokračuje směrem k V. metatarzu
- přes IV. dále k III. K II. metatarzu



- odraz přes palec (Usar Manual Physical Gait System, 2008)



Obrázek 18 – Zobrazení průběhu COP

Vypočtené hodnoty ze statického testu i dynamického jsou zaznamenány v tabulkách. Tabulky obsahují – váhu pacienta (ta je zadaná z vyšetření), maximální tlak, průměrný tlak. Dále u přednoží, patní části a chodidla jako celku – povrch a procentuální zátěž, a to vždy u pravé a levé nohy (Příloha č. 2).

#### 4.1.3 Využití digitální baropodometrie

Vyšetření pomocí digitální baropodometrie má širokou škálu použití jak ve fyzioterapii, tak i v dalších medicínských oborech jako neurologie, ortopedie, pediatrie a protetika. Ve fyzioterapii není použití limitováno pouze vyšetřením otisku chodidla a rozložení tlaků, ale s použitím dalších modulů lze vyšetřit těžiště, chůzi, stabilitu stoje a také analyzovat postavení těla (viz kapitola 4.1.2).

V protetice lze využít především pro výrobu ortopedických vložek. Další využití spočívá v hodnocení nebo ověření úspěšnosti terapie, a to jak ve fyzioterapii, tak v protetice nebo po operačních výkonech.

## 4.2 Nevalidizovaný pilotní dotazník

Dotazníkové šetření bylo prováděno pomocí vytvořeného vlastního dotazníku, vztahující se k hodnocení subjektivních obtíží pacientů. Pacienti vždy vyplňovali dotazníky před první terapií a následně po ukončení poslední terapie, v rozmezí 3–4 týdnů.

### Dotazník - ostruha kosti patní

Předchozí léčba:

1. Bolest v patě při prvních krocích (např. ráno)

Před terapií	ANO	NE	Po terapii	ANO	NE
--------------	-----	----	------------	-----	----

2. Bolest v patě během denních aktivit

Před terapií	ANO	NE	Po terapii	ANO	NE
--------------	-----	----	------------	-----	----

3. Bolest v patě po větší zátěži (sport, stoj, chůze)

Před terapií	ANO	NE	Po terapii	ANO	NE
--------------	-----	----	------------	-----	----

4. Bolest v patě večer

Před terapií	ANO	NE	Po terapii	ANO	NE
--------------	-----	----	------------	-----	----

5. Bolest v patě v klidu (bez předchozí větší zátěže)

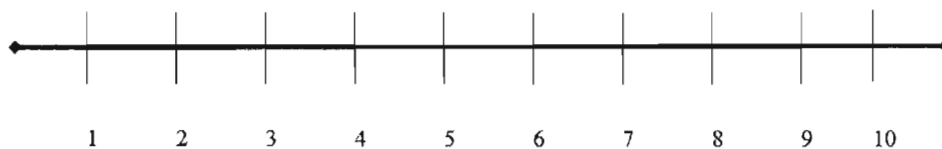
Před terapií	ANO	NE	Po terapii	ANO	NE
--------------	-----	----	------------	-----	----

6. Doba bolesti

Před terapií

7. Vyznačte prosím stupeň své bolesti.

1 – nejnižší stupeň, 10 – nejvyšší stupeň, červená – před terapií, modrá – po terapii



8. Sportovní aktivity

kolikrát týdně -

kolik hodin -

### **4.3 Použité metody**

K analýze statických a dynamických sil ve stoji a chůzi vyšetřovaných probandů byl použit měřicí systém Physical Gait System (varianta SensorOne – 1 senzor/cm<sup>2</sup>) (viz kapitola 4.1.2). Pro zjištění subjektivních potíží pacienta bylo použito dotazníkové šetření nevalidizovaného pilotního dotazníku.

#### **4.3.1 Vyšetření stoje**

Při vyšetření byly sledovány tyto parametry: distribuce tlaků na přednoží a zánoží obou chodidel, rozložení zatížení mezi pravou a levou dolní končetinu.

Vlastní provedení vyšetření stoje na tenzometrické plošině bylo realizováno tímto způsobem: pacient byl instruován, aby se naboso postavil na určené místo na tenzometrické plošině, tak aby paty měl přitisknuty k plošce z průhledného plastu (součást vybavení přístroje), v klidném stoji při fixaci určeného bodu na stěně, po dobu 20 sekund.

#### **4.3.2 Vyšetření chůze**

Při vyšetřování chůze byly sledovány tyto parametry: rozložení zátěže mezi levou a pravou dolní končetinou, distribuce tlaků na přednoží a zánoží daného chodidla.

Vyšetření probíhalo následovně: pacient byl instruován k chůzi přirozeným tempem, rychlostí a délkou kroku, a to třikrát po sobě následujících pokusech.

#### **4.3.3 Postup práce**

Terapie i měření bylo prováděno v laboratoři na pracovišti Clinicum s.r.o. – centrum preventivní a léčebné rehabilitace, Nemocnice Vysočany, pod vedením PaedDr. Edwina Mahra, PhD.

Terapie rázovou vlnou byla prováděna bez lokální anestezie. Bylo aplikováno 2000 impulzů pod pracovním tlakem 2,5–4 bary. Každý pacient podstoupil léčbu třikrát, kdy rozmezí mezi každou léčbou bylo 5–7 dní. Pacienti byli naměřeni vždy před terapií a po terapii rázovou vlnou. První měření bylo provedeno před zahájením léčby rázovou vlnou a konečné měření bylo vždy uskutečněno po čtyřech týdnech od zahájení terapie. U každého pacienta bylo získáno dohromady osm výsledků testů (statický test – naměřen 2krát, dynamický test – naměřen 6krát).

#### 4.3.4 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumnou skupinu tvořilo celkem 10 ambulantních pacientů, 7 mužů a 3 ženy. Věkový průměr byl 55 let, kdy hodnoty věku se pohybovaly v rozmezí 51–63 let. Průměrná hodnota Body mass index (dále jako BMI), neboli poměr tělesné hmotnosti uváděný v kilogramech ku druhé mocnině výšky těla v metrech byla 28,609. Průměrná hodnota skupiny odpovídá indexu nadváhy, kterou stanovila světová zdravotnická organizace WHO, jejíž interval je 25–29,99. Z výzkumné skupiny jeden proband dosáhl vyššího indexu, odpovídající obezitě a jeden proband odpovídal indexu optimální váhy (Příloha č. 3).

U všech deseti probandů byla diagnostikována ostruha kosti patní. K diagnostice bylo použito RTG vyšetření a potvrzení diagnózy lékařem. U všech probandů se ostruha patní kosti nacházela pouze na jedné noze, z toho u pěti probandů na noze levé a u pěti na noze pravé.

Všichni probandi byli pacienti rehabilitačního centra Clinicum s.r.o., Nemocnice Vysočany, kam ambulantně docházeli na terapii rázovou vlnou. U dvou probandů v pracovní anamnéze byla uvedena převaha statické zátěže a pět probandů udávalo pravidelnou sportovní aktivitu, především běh a turistika.

Zařazení probandů do výzkumného souboru se řídilo následujícími výběrovými kritérii:

- pacienti bez souběžně probíhající individuální fyzioterapie, fyzikální terapie či jiného terapeutického programu;
- doba začátku subjektivních potíží – bolest dané paty minimálně 5 měsíců;
- pohyblivost kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů obou dolních končetin bez zjevných známek nadměrných limitujících potíží, adekvátní rozsah pohybu dolních končetin, který je nezbytný pro fyziologickou chůzi během lokomoce;
- pacienti bez senzitivní poruchy nohou;

Kineziologické rozbory probandů nejsou součástí práce, jsou však k dispozici u autorky.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky měření na tenzometrické plošině

Podrobné zpracování výsledných hodnot je demonstrováno u probanda č. 1, výsledné hodnoty u probanda č. 2–10 se nacházejí v příloze č. 4–12.

Výsledné hodnoty všech probandů získané v rámci vstupního a výstupního měření jsou shrnuty v tabulce 5.1.3 pro stoj a v tabulce 5.1.4 pro chůzi.

#### Proband č. 1

Tabulka 5.1 – 1 – Výpočet tlaku a hmotnosti působící na jednotlivé senzory

Optické rozlišení senzorů	Interval relativního zatížení	LDK - počet senzorů	PDK - počet senzorů	Celkový počet senzorů	Celkem S pro jednotlivé senzory	Síla působící na jeden senzor (N)
Červená (91 % - 100 %)	0,955	12	4	16	15,28	6,2122
Oranžová (81 % - 90 %)	0,855	13	11	24	20,52	5,5617
Sv. zelená (71 % - 80 %)	0,755	7	7	14	10,57	4,9112
Tm. zelená (61 % - 70 %)	0,655	6	13	19	12,445	4,2607
Tm. modrá (51 % - 60 %)	0,555	9	7	16	8,88	3,6102
Sv. modrá (41 % - 50 %)	0,455	14	14	28	12,74	2,9597
Azurová (31 % - 40 %)	0,355	20	14	34	12,07	2,3092
Bežová (21 % - 30 %)	0,255	0	0	0	0	1,6587
Sv. hnědá (11 % - 20 %)	0,155	7	5	12	1,86	1,0083
Tm. hnědá (0 % - 10 %)	0,05	15	26	41	2,65	0,3252

Suma: 96,42 S

Tlak na jeden senzor (kPa)	Celkový tlak na jednotlivé senzory LDK (kPa)	Celkový tlak na jednotlivé senzory PDK (kPa)	Zatížení na jeden senzor (kg)	Celkové zatížení na jednotlivé senzory LDK (kg)	Celkové zatížení na jednotlivé senzory PDK (kg)
62,1228	745,473	248,491	0,63389	7,60672	2,53557
55,6178	723,03075	611,79525	0,56752	7,37772	6,24269
49,1128	343,78925	343,78925	0,50114	3,50799	3,50799
42,6078	255,6465	553,90075	0,43476	2,60859	5,65194
36,1028	326,92475	252,71925	0,36839	3,31549	2,57872
29,5978	414,3685	414,3685	0,30201	4,22817	4,22817
23,0928	461,855	323,2985	0,23564	4,71272	3,29890
16,5878	0	0	0,16926	0,00000	0,00000
10,0828	70,57925	50,41375	0,10283	0,72018	0,51142
3,2525	48,7875	84,565	0,03319	0,49782	0,86289
Suma:	3388,4545	2883,34125	Suma:	34,5754	29,4213

Legenda k tabulce 5.1.1:

### 1. Celkem S pro jednotlivé senzory

Celkový počet senzorů pro jednotlivé barvy vynásobíme intervalem relativního zatížení pro danou barvu senzoru. Stejným způsobem postupujeme pro všechny barvy senzorů. Výpočtem získáme koeficient pro výpočet jednoho senzoru.

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

LDK – počet senzorů + PDK – počet senzorů = Celkový počet senzorů

$$12 + 4 = 16$$

Celkový počet senzorů \* Interval relativního zatížení = Celkem S pro jednotlivé barvy

$$16 * 0,955 = 15,28 \text{ S}$$

Celková suma pro všechny typy senzorů = 96,42 S

### 2. Síla působící na jeden senzor (N)

Hmotnost pacienta:

$$m = 64 \text{ kg}$$

Tíhové zatížení na zemi (konstanta):

$$g = 9,8 \text{ m/s}^2$$

Síla, kterou pacient působí na PGS:

$$F = m * g$$

$$F = 64 * 9,8$$

$$F = 627 \text{ N}$$

Průměrné zatížení na jeden senzor:

$$96,42 \text{ S} = 627 \text{ N}$$

$$1 \text{ S} = 6,5049 \text{ N}$$

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

Interval relativního zatížení \* Průměrné zatížení na jeden senzor = Síla působící na jeden senzor (N)

$$0,955 * 6,5049 = 6,2122 \text{ N}$$

### 3. Tlak na jeden senzor (kPa)

Tlak, který působí na jeden senzor:

$$p = F / A$$

$$p = 6,5049 / 0,001$$

$$p = 65\,049 \text{ Pa}$$

$$p = 65,05 \text{ kPa}$$

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

Interval relativního zatížení \* Tlak, který působí na jeden senzor = Tlak na jeden senzor (kPa)

$$0,955 * 65,05 = 62,1228 \text{ kPa}$$

#### 3.1 Celkový tlak na jednotlivé senzory LDK a PDK (kPa)

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

LDK – počet senzorů \* Tlak na jeden senzor = Celkový tlak na jednotlivé senzory LDK (kPa)

$$12 * 62,1228 = 745,473 \text{ kPa}$$

PDK – počet senzorů \* Tlak na jeden senzor = Celkový tlak na jednotlivé senzory PDK (kPa)

$$4 * 62,1228 = 248,491 \text{ kPa}$$

Celková suma pro všechny typy senzorů LDK = 3.388,4545 kPa

Celková suma pro všechny typy senzorů PDK = 2.883,34125 kPa

#### **4. Zatížení na jeden senzor (kg)**

Průměrné zatížení na jeden senzor:

$$96,42 \text{ S} = 64 \text{ kg}$$

$$1 \text{ S} = 0,66376 \text{ kg}$$

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

Interval relativního zatížení \* Průměrné zatížení na jeden senzor = Zatížení na jeden senzor (kg)

$$0,955 * 0,66376 = 0,63389 \text{ kg}$$

#### **4.1 Celkové zatížení na jednotlivé senzory LDK a PDK (kg)**

*Příklad: pro senzor červené barvy:*

LDK – počet senzorů \* Zatížení na jeden senzor (kg) = Celkové zatížení na jednotlivé senzory LDK (kg)

$$12 * 0,63389 = 7,60672$$

PDK – počet senzorů \* Zatížení na jeden senzor (kg) = Celkové zatížení na jednotlivé senzory PDK (kg)

$$4 * 0,63389 = 2,53557$$

Celková suma pro všechny typy senzorů LDK = 34,5754 kg

Celková suma pro všechny typy senzorů PDK = 29,4213 kg

Tabulka 5.1 – 2 – Získané hodnoty ve stoji a při chůzi před terapií a po terapii rázovou vlnou u probanda č.1

		Stoj				Chůze			
		Před terapií		Po terapii		Před terapií		Po terapii	
		L	P	L	P	L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	53	54	54	53	17	18	43	22
	Load %:	29	23	28	23	12	21	31	22
	R/F Ratio %:	54	54	53	49	21	48	56	49
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	51	47	41	49	30	22	18	20
	Load %:	25	21	25	24	14	23	24	23
	R/F Ratio %:	46	46	47	51	79	52	44	51
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	104	101	95	102	47	40	61	42
	Load %:	54	44	53	47	56	44	55	45
	Weight (kg):	34,56	29,44	33,92	30,08	35,84	28,16	35,20	28,80

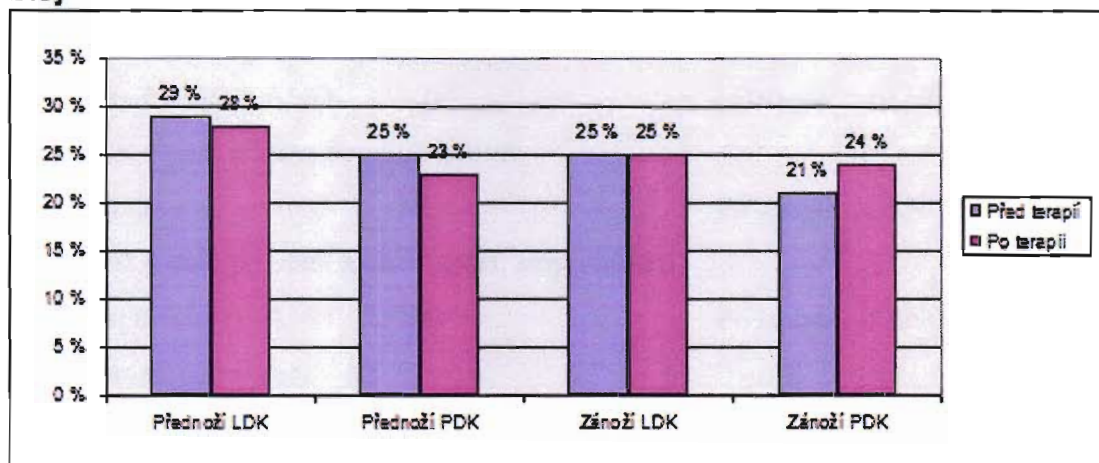
Legenda k tabulce 5.1.2:

L	levá dolní končetina
P	pravá dolní končetina, zeleně označená postižená dolní končetina
Surface	plocha zaujímaná chodidlem vyjádřena v cm <sup>2</sup> , kdy 1 cm <sup>2</sup> = 1 senzor
Load	procentuální zatížení chodidla vztahující se k celkové hmotnosti pacienta
R/F Ratio	poměr přednoží a zánoží procentuálně vyjádřené vztahující se k hmotnosti pacienta
Weight	hmotnost
FOREFOOT	přednoží
REARFOOT	zánoží
TOTAL	hodnoty získané součtem forefoot a rearfoot

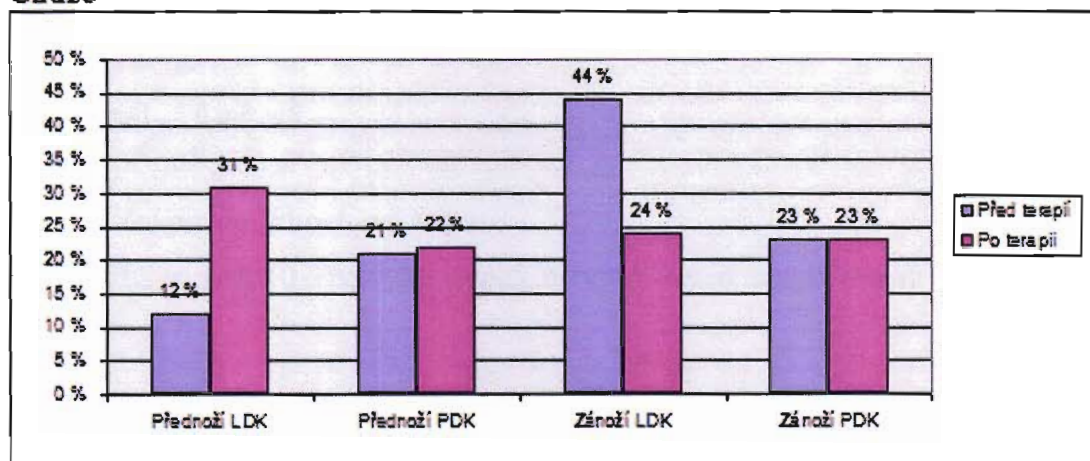


Obrázek 5.1 – 1 – Výsledné hodnoty zatížení přednoží a zánoží ve stoji a chůzi u probanda  
 č.1 (% hmotnosti probanda)

**Stoj**



**Chůze**



Legenda k obrázku 5.1.1:

LDK levá dolní končetina

PDK pravá dolní končetina

### Dotazník č. 1

(Proband č. 1)

Předchozí léčba:

1. Bolest v patě při prvních krocích (např. ráno)

Před terapií ANO NE Po terapii ANO NE

2. Bolest v patě během denních aktivit

Před terapií ANO NE Po terapii ANO NE

3. Bolest v patě po větší zátěži (sport, stoj, chůze)

Před terapií ANO NE Po terapii ANO NE

4. Bolest v patě večer.

Před terapií ANO NE Po terapii ANO NE

5. Bolest v patě v klidu (bez předchozí větší zátěže)

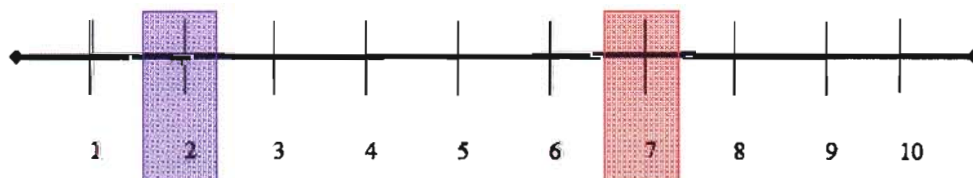
Před terapií ANO NE Po terapii ANO NE

6. Doba bolesti

Před terapií 6 měsíců

7. Vyznačte prosím stupeň své bolesti.

1 – nejnižší stupeň, 10 – nejvyšší stupeň, červená – před terapií, modrá – po terapii



8. Sportovní aktivity - běh

kolikrát týdně - 5-6krát

kolik hodin - 2h.

Legenda k dotazníku 1 – červně označené odpovědi pacienta

Tabulka 5.1 – 3 – Výsledné hodnoty distribuce tlaků ve stoji

		P R O B A N D										
		1.		2.		3.		4.		5.		
		PDK		LDK		LDK		PDK		PDK		
		Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	53	54	41	58	57	60	52	55	42	43
		Pravá	54	53	53	62	56	55	56	47	33	49
	Load %	Levá	29	28	22	19	25	29	27	25	18	20
		Pravá	25	23	20	20	24	22	23	20	12	18
R/F Ratio %	Levá	54	53	47	39	53	58	48	47	29	34	
	Pravá	54	49	38	39	45	44	52	43	32	43	
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	51	41	47	44	54	47	52	54	45	58
		Pravá	47	49	50	49	63	55	49	53	44	55
	Load %	Levá	25	25	25	30	22	21	29	28	44	38
		Pravá	21	24	33	31	29	28	21	27	26	24
R/F Ratio %	Levá	46	47	53	61	47	42	52	53	71	66	
	Pravá	46	51	62	61	55	56	48	57	68	57	
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	104	95	88	102	111	107	104	110	87	101
		Pravá	101	102	103	111	119	110	105	100	77	104
	Load %	Levá	54	53	47	49	47	50	56	53	62	58
		Pravá	46	47	53	51	53	50	44	47	38	42
Weight (kg)	Levá	34,56	33,92	39,95	41,65	41,83	44,5	43,12	40,81	51,46	48,14	
	Pravá	29,44	30,08	45,05	43,35	47,17	44,5	33,88	36,19	31,54	34,86	

		P R O B A N D										
		6.		7.		8.		9.		10.		
		PDK		LDK		LDK		PDK		LDK		
		Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	Před terapii	Po Terapii	
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	57	51	65	75	60	62	77	65	52	61
		Pravá	48	44	57	77	63	62	66	50	48	59
	Load %	Levá	26	26	22	23	26	24	32	28	30	31
		Pravá	18	14	18	30	24	26	18	14	24	23
R/F Ratio %	Levá	43	44	47	50	58	52	54	45	61	65	
	Pravá	45	34	34	56	44	48	44	37	47	44	
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	59	52	60	45	61	63	65	64	47	44
		Pravá	49	51	83	55	75	72	67	63	50	49
	Load %	Levá	34	33	25	23	19	22	27	34	19	17
		Pravá	22	27	35	24	31	28	23	24	27	29
R/F Ratio %	Levá	57	56	53	50	42	48	46	55	39	35	
	Pravá	55	66	66	44	56	52	56	63	53	56	
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	116	103	125	120	121	125	142	129	99	105
		Pravá	97	95	140	132	138	134	133	113	98	108
	Load %	Levá	60	59	47	46	45	46	59	62	49	48
		Pravá	40	41	53	54	55	54	41	38	51	52
Weight (kg)	Levá	43,8	43,07	62,04	60,72	43,65	44,62	61,95	65,1	45,08	44,16	
	Pravá	29,2	29,93	69,96	71,28	53,35	52,38	43,05	39,9	46,92	47,84	

Legenda k tabulce 5.1.3:

- PDK            pravá dolní končetina, označení postižené dolní končetiny  
 LDK            levá dolní končetina, označení postižené dolní končetiny  
 Surface        plocha zaujímaná chodidlem vyjádřena v cm<sup>2</sup>, kdy 1 cm<sup>2</sup> = 1 senzor  
 Load         procentuální zatížení chodidla vztahující se k celkové hmotnosti pacienta  
 R/F Ratio      poměr přednoží a zánoží procentuálně vyjádřené vztahující se k hmotnosti pacienta  
 Weight        hmotnost  
 FOREFOOT    přednoží  
 REARFOOT    zánoží  
 TOTAL         hodnoty získané součtem forfoot a rearfoot

Legenda se vztahuje k tabulce 5.4.

Tabulka 5.1 – 4 – Výsledné hodnoty distribuce tlaků při chůzi

		P R O B A N D										
		1.		2.		3.		4.		5.		
		PDK		LDK		LDK		PDK		PDK		
		Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	17	43	52	68	39	52	51	48	61	53
		Pravá	18	22	63	65	58	46	27	59	55	65
	Load %	Levá	12	31	25	33	19	27	31	27	26	25
		Pravá	21	22	28	27	27	23	18	26	27	27
	R/F Ratio %	Levá	21	56	52	65	48	59	58	52	55	49
		Pravá	48	49	54	55	45	43	38	54	51	55
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	30	18	35	39	30	33	34	44	49	47
		Pravá	22	20	45	44	61	56	45	33	46	46
	Load %	Levá	44	24	23	18	21	19	22	25	21	26
		Pravá	23	23	24	22	33	31	29	22	26	22
	R/F Ratio %	Levá	79	44	48	35	53	41	42	48	45	51
		Pravá	52	51	46	45	55	57	62	46	49	45
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	47	61	87	107	69	85	85	92	110	100
		Pravá	40	42	108	109	119	102	72	92	101	111
	Load %	Levá	56	55	48	51	40	46	53	52	47	51
		Pravá	44	45	52	49	60	54	47	48	53	49
	Weight (kg)	Levá	35,84	35,2	40,8	43,35	35,6	40,94	40,81	40,04	39,01	42,33
		Pravá	28,16	28,8	44,2	41,65	53,4	48,06	36,19	36,96	43,99	40,67

			6.		7.		8.		9.		10.	
			PDK		LDK		LDK		PDK		LDK	
			Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii	Před terapií	Po Terapii
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	67	73	82	81	24	39	67	85	68	72
		Pravá	69	61	11	48	32	26	51	53	79	77
	Load %	Levá	27	28	34	42	16	21	32	35	24	33
		Pravá	28	26	16	16	20	24	13	17	30	27
	R/F Ratio %	Levá	53	55	65	78	36	48	48	61	53	65
		Pravá	57	53	33	35	36	43	39	40	55	55
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	41	47	54	44	28	39	59	53	53	39
		Pravá	52	54	71	42	30	44	37	74	58	44
	Load %	Levá	24	23	18	12	29	23	35	22	21	18
		Pravá	21	23	32	30	35	32	20	26	25	22
	R/F Ratio %	Levá	47	45	35	22	64	52	52	39	47	35
		Pravá	43	47	67	65	64	57	61	60	45	45
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup>	Levá	108	120	136	125	52	77	126	138	121	111
		Pravá	121	115	82	90	62	70	88	127	137	121
	Load %	Levá	51	51	52	54	45	44	67	57	45	51
		Pravá	49	49	48	46	55	55	33	43	55	49
	Weight (kg)	Levá	37,23	37,23	68,64	71,28	43,65	42,68	70,35	59,85	41,4	46,92
		Pravá	35,77	35,77	63,36	60,72	53,35	54,32	34,65	45,15	50,6	45,08

Proband č. 1

*Stoj* – na PDK po terapii došlo ke zvýšení zatížení zánoží o 3 % a ke snížení zatížení přednoží o 2 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se snížil s tím, že se zvýšilo zatížení na PDK o 0,64 kg.

*Chůze* – na PDK po terapii nedošlo k žádným změnám v zatížení zánoží, na přednoží došlo ke zvýšení zatížení o 1 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti se snížil, zvýšilo se zatížení na PDK o 0,64 kg.

Proband č. 2

*Stoj* – na LDK po terapii došlo ke zvýšení zatížení zánoží o 5 % a na přednoží došlo ke snížení zatížení o 3 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil s tím, že se zvýšilo zatížení na LDK o 1,7 kg.

*Chůze* – na LDK po terapii došlo ke zvýšení zatížení přednoží o 8 % a ke snížení zatížení zánoží o 5 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, zvýšilo se zatížení na LDK o 2,55 kg.

Proband č. 3

*Stoj* – na LDK po terapii došlo ke snížení zatížení zánoží o 1 % a zvýšení zatížení přednoží o 4 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se snížil s tím, že se zvýšilo zatížení na LDK o 2,67.

*Chůze* – na LDK po terapii došlo ke snížení zatížení na zánoží o 3 % a ke zvýšení zatížení přednoží o 8 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se snížil, došlo ke zvýšení zatížení LDK o 5,34 kg.

Proband č. 4

*Stoj* – na PDK se po terapii zatížení přesunulo do regionu paty a zvýšilo se tím o 6 % a došlo ke snížení zatížení přednoží o 3 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil s tím, že zvýšilo zatížení na PDK o 2,31 kg.

*Chůze* – na PDK po terapii došlo u pacientky k většímu zatížení přednoží o 8 % hodnoty na zánoží se snížily o 7 % celkové tělesné hmotnosti. Po terapii se rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti snížil, došlo ke zvýšení zatížení PDK o 0,77kg.

Proband č. 5

*Stoj* – na PDK po terapii u pacientky došlo ke snížení zatížení zánoží o 2 % a ke zvýšení zatížení přednoží o 6 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, došlo ke zvýšení zatížení PDK o 3,32 kg .

*Chůze* – na PDK po terapii došlo ke snížení zatížení zánoží o 4 % celkové tělesné hmotnosti a hodnoty v oblasti přednoží zůstaly nezměněny. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil v závislosti na větším zatížení LDK o 3,32 kg.

Proband č. 6

*Stoj* – na PDK po terapii došlo k většímu zatížení v oblasti zánoží o 5 % a v oblasti přednoží ke snížení o 4 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, došlo ke zvýšení zatížení PDK a to o 0,73 kg.

*Chůze* – na PDK po terapii došlo k většímu zatěžování zánoží o 2 % na přednoží ke snížení zatížení o 2 % celkové tělesné hmotnosti. Nedošlo k žádným změnám v rozložení celkové tělesné hmotnosti pacienta.

Proband č. 7

*Stoj* – na LDK u pacienta došlo ke snížení zatížení zánoží o 2 % a ke zvýšení zatížení přednoží o 1 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii zvýšil, došlo ke zvýšení zatížení na PDK o 1,32 kg.

*Chůze* – po terapii na LDK byly hodnoty zatížení v oblasti přednoží o 8 % vyšší a na zánoží o 6 % nižší. Hodnoty v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla před terapii i po terapii byly vyšší na LDK, přičemž po terapii došlo ke zvýšení zatížení LDK o 2,64 kg.

Proband č. 8

*Stoj* – na LDK po terapii u pacienta došlo k většímu zatížení zánoží o 3 % a ke snížení zatížení přednoží o 2 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, došlo ke zvýšení zatížení LDK o 0,97 kg.

*Chůze* – po terapii na LDK i PDK přetrvávalo větší zatížení na zánoží. Na LDK se zatížení na zánoží snížilo o 6 % a hodnoty na přednoží se zvýšily o 5 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii zvýšil s tím, že se zvýšilo zatížení PDK o 0,97 kg.

Proband č. 9

*Stoj* – na PDK po terapii u pacienta došlo k většímu zatížení zánoží o 1 %, hodnoty na přednoží se snížily o 4 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii zvýšil, došlo ke zvýšení zatížení PDK o 3,15 kg.

*Chůze* – po terapii na PDK přetrvávalo větší zatížení v oblasti zánoží, které se po terapii zvýšilo o 6 % a na přednoží se hodnoty zvýšily o 4 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, na PDK došlo ke zvýšení zatížení o 10,5 kg.

Proband č. 10

*Stoj* – na LDK po terapii u pacienta došlo k většímu zatížení přednoží o 1 % a ke snížení zatížení zánoží o 2 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl v rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii zvýšil, došlo ke zvýšení zatížení PDK o 0,92 kg.

*Chůze* – po terapii na LDK došlo ke zvýšení zatížení v oblasti přednoží o 9 %, v oblasti zánoží ke snížení o 3 % celkové tělesné hmotnosti. Rozdíl rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se po terapii snížil, na LDK došlo ke zvýšení zatížení o 5,52 kg celkové tělesné hmotnosti pacienta.

## **Souhrn**

*Stoj* – u probanda č. 1, 2, 4, 6, 8 a 9 po terapii došlo ke změně v distribuci tlaků na přednoží a zánoží. Na postižené dolní končetině došlo k většímu zatížení zánoží.

U probanda č. 3, 5, 7 a 10 po terapii došlo k nárustu hodnot zatížení v oblasti přednoží.

U probanda č. 1, 2, 3, 4, 5, 6 a 8 došlo po terapii ke snížení rozdílu v rozložení celkové tělesné hmotnosti, neboli se zvýšily hodnoty zatížení postižené dolní končetiny, u probanda č. 7, 9 a 10 došlo ke zvýšení zatížení nepostižené dolní končetiny.

*Chůze* – u probanda č. 2, 3, 4, 7, 8 a 10 po terapii došlo ke zvýšení zatížení v oblasti přednoží.

U probanda č. 6 a 9 byly vyšší hodnoty zatížení na zánoží.

U probanda č. 1 nedošlo k žádným významným změnám v distribuci tlaků.

U probanda č. 5 došlo ke snížení zatížení zánoží v oblasti přednoží nedošlo k žádným změnám.

U probanda č. 1, 2, 3, 4, 9 a 10 po terapii došlo ke snížení rozdílu v rozložení celkové tělesné hmotnosti, kdy se hodnoty zatížení na postižené dolní končetině zvýšily.

U probanda č. 5 a 8 došlo k většímu zatížení nepostižené dolní končetiny. U probanda č. 6 nedošlo k žádným změnám v rozložení celkové tělesné hmotnosti. U probanda č. 7 před terapií i po terapii bylo větší zatížení postižené dolní končetiny.



## 5.2 Výsledky dotazníkového šetření

Tabulka 5.2 – 1 – Výsledky dotazníkového šetření

PROBAND		Bolest v patě při prvních krocích	Bolest v patě během denních aktivit	Bolest v patě během denních aktivit	Bolest v patě večer	Bolest v patě v klidu	Stupeň bolesti
1	před terapií	N	A	A	A	A	7
	po terapií	N	N	N	N	N	1
2	před terapií	A	A	A	N	A	4
	po terapií	N	N	A	N	N	1
3	před terapií	A	A	A	N	N	8
	po terapií	A	A	A	A	N	8
4	před terapií	A	A	A	A	N	8
	po terapií	N	A	A	N	N	3
5	před terapií	A	A	A	A	N	7
	po terapií	N	N	A	A	N	6
6	před terapií	A	A	A	A	N	7
	po terapií	A	N	A	N	N	5
7	před terapií	A	A	A	A	N	8
	po terapií	A	N	A	N	N	5
8	před terapií	A	A	A	A	A	10
	po terapií	A	A	A	A	A	10
9	před terapií	A	N	A	A	N	7
	po terapií	N	N	A	N	N	4
10	před terapií	A	N	A	N	N	3
	po terapií	N	N	A	N	N	5

Legenda k tabulce 5.2.1: A – ano

N – ne

U probanda č. 2 a 5 došlo po terapii k subjektivnímu zlepšení o 60 %, u probanda č. 4, 6, 7 a 9 o 40 %, proband č. 10 udával zlepšení obtíží o 20 %. U probanda č. 1 došlo po terapii k zlepšení subjektivních obtíží o 80 %. U probanda č. 8 nedošlo k žádnému subjektivnímu zlepšení a proband č. 3 udával zhoršení obtíží o 20 %.

### 5.3 Popis metodiky vyhodnocení výsledků

U statistického souboru byly pomocí t-testu ověřeny hypotézy. T-testy byly provedeny pomocí statistického programu SPSS 12,0 pro Windows. Všechny průzkumy byly testovány na 5% hladině významnosti (tj.  $\alpha = 0,05$ ). Výsledkem testů v SPSS 12,0 byla p-hodnota, která byla porovnávána s  $\alpha = 0,05$ . V případech kdy byla p-hodnota větší než  $\alpha$ , test na 5% hladině významnosti nezamítl testovanou hypotézu.

Hypotéza H0 1 – ve stoji, porovnání distribuce tlaků na chodidle mezi přednožím a zánožím na postižené dolní končetině před terapií a po terapii nebyla vyvrácena ( $p > 0,05$ ).

V tabulce (Tabulka 5.3.1) jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů zatížení přednoží a zánoží na postižené dolní končetině před terapií a po terapii, vyjádřené v procentech celkového zatížení plosky nohy.

Tabulka 5.3 – 1 – Distribuce tlaků mezi přednožím a zánožím ve stoji

zatížení přednoží %		zatížení zánoží %	
Před terapií	Po terapii	Před terapií	Po terapii
22,1	21,3	22,3	23,9

Hypotéza H0 2 – v chůzi, porovnání distribuce tlaků na chodidle mezi přednožím a zánožím na postižené dolní končetině před terapií a po terapii se prokázala jako statisticky významná v zatížení přednoží ( $p = 0,04$ ), v zatížení zánoží nebyla shledána statistická významnost ( $p > 0,05$ ).

V tabulce (Tabulka 5.3.2) jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů zatížení přednoží a zánoží na postižené dolní končetině před terapií a po terapii, vyjádřené v procentech celkového zatížení plosky nohy.

Tabulka 5.3 – 2 – Distribuce tlaků mezi přednožím a zánožím při chůzi

zatížení přednoží %		zatížení zánoží %	
Před terapií	Po terapii	Před terapií	Po terapii
22,5	27,4	23,1	20,6

Hypotéza H0 3 – rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla při statickém a dynamickém testu nebyla vyvrácena ( $p > 0,05$ ).

V tabulce (Tabulka 5.3.3) jsou uvedeny hodnoty aritmetických zatížení postižené dolní končetiny před terapií a po terapii.

Tabulka 5.3 – 3 – Zatížení postižené dolní končetiny před terapií a po terapii

<b>Stoj</b>		<b>Chůze</b>	
<b>Hmotnost (kg)</b>		<b>Hmotnost (kg)</b>	
<b>Před terapií</b>	<b>Po terapii</b>	<b>Před terapií</b>	<b>Po terapii</b>
40,016	40,661	40,47	43,252

## 6 DISKUSE

### 6.1 Diskuse k teoretické části

Problematikou bolestí v oblasti paty a zejména ostruhou kosti patní se ve velké většině zabývá odborná literatura s ortopedickým zaměřením. Informace jsou však z velké části nedostačující a v jednotlivých publikacích se opakují. Autoři, kteří o ní pojednávají, často opomíjejí funkční vztahy v oblasti nohy i celého organismu. Důležité je si uvědomit, že chodidlo, podobně jako ruka či obličej, je část těla s nejhustší inervací tkání a každá chybná aferentace z distálních struktur ovlivňuje posturální funkce i lokomoci (Lewit, 2003).

Bolesti zapříčiněné ostruhou patní je poměrně častým klinickým symptomem. Na vznik ostruhy patní kosti v literatuře panují shodné názory a za hlavní příčinu vzniku je uváděno mechanické přetížení (Aldrige, 2004; Trč, 2006; Čižmár, 2005; Scott, 1994). Tvrzení podporuje Dezider (1984), který poukazuje na fakt, že pata je svým uložením vystavena silným tlakovým a tahovým silám nejen při chůzi, ale hlavně ve stoji. Při zvýšených nárocích na ligamentózní aparát se jeho tah nerozkládá rovnoměrně po celé ploše nohy, ale síly se soustředí do oblasti tuber calcanei. Stálou zátěží se prominence na plosce i s úponem ligamenta stává jakýmsi locus minoris resistentiae a po určitém čase dochází k proliferačním změnám ve smyslu vzniku osteofytu respektive ostruhy kosti patní. Dále literatura jako příčinu uvádí vliv familiárního výskytu, vliv nevhodné obuvi, nadměrnou hmotnost a nedostatečnou funkci nožní klenby především při jejím poklesu.

Pro diagnostiku patní ostruhy je důležitá anamnéza, klinické vyšetření a rentgenové vyšetření, které může prokázat přítomnost kalcifikace úponu plantární fascie na patním hrbolu. Většinou se již nejedná jen o obraz prosté kalcifikace, ale o typickou exostózu, kterou lze strukturálně i funkčně přirovnat k osteofytům, signalizujícím protiregulační opatření organismu v patologicky zatížených místech pohybového systému. Nález patní ostruhy má značnou výpovědní hodnotu, kdy nás upozorňuje na přítomnost statické poruchy či svalové dysbalance, které mohou představovat nebezpečí pro případné dekompenzace a vést ke vzniku výraznějších strukturálních změn (Neradílek, 2004). V terapii ostruhy kosti patní se volí jak konzervativní přístupy, tak i chirurgická léčba. Při konzervativní léčbě aplikujeme fyzioterapeutické metody, fyzikální terapii, podávání protizánětlivých léků nebo používání ortopedických pomůcek.

Fyzikální terapie je v rámci terapie ostruhy patní využívána především pro její analgetický efekt, ke zvýšenému prokrvení, k urychlení látkového metabolismu a s tím spojených účinků vedoucích k odstranění obtíží. Z fyzikální terapie se nejčastěji volí léčba laserem, ultrazvukem, protizánětlivá dávka ozáření, magnetoterapie a v poslední době rázová vlna.

Využití terapie rázovou vlnou se dostává čím dál více do popředí, a to především na základě její vysoké účinnosti, neinvazivnosti a minima nežádoucích účinků. Vysokou efektivitu potvrzuje řada studií, které hodnotily účinnost rázové vlny v léčbě pohybového aparátu a předpokládají efekt mezi 60 % až 80 %. Tvrzení je podporováno studii Zemana (2005) a Čakloše (2007), kteří terapií rázovou vlnou u ostruh patních dosáhli až 95 % pozitivního efektu. Na obdobné výsledky poukazují Wang et al. (2006), kteří porovnávali výsledky u pacientů léčených rázovou vlnou, resp. kontrolní skupinou, která podstoupila fyzioterapeutickou léčbu bez jakékoliv fyzikální terapie. U pacientů léčených rázovou vlnou bylo dosaženo v 70 % výborných výsledků, zatímco v kontrolní skupině pouze v 55 %.

Za důležitý aspekt považuji to, že studie, které posuzují účinnost rázové vlny, vycházejí z dat hodnotících subjektivní obtíže pacienta, bez objektivizačních diagnostických metod. Otázkou potom zůstává, jaká je výpovědní hodnota uvedených studií.

K terapii calcar calcanei je nutné přistupovat komplexně a nesnažit se odstranit pouze bolestivé následky, ale odhalit příčiny, které často spočívají v životních a pohybových návycích. Nutno mít stále na paměti, že tvar i funkční stav nohy ovlivňuje postavení i funkci jiných částí těla.

Velmi důležitou roli představuje prevence, a to zejména korekce svalových dysbalancí, nácvik správného stereotypu chůze, ale také redukce hmotnosti, volba vhodné obuvi, vyvarování se dlouhému stání, péče o nohy a mnoho dalších opatření, která minimalizují možnosti vzniku obtíží v oblasti chodidla, resp. paty.

## **6.2 Diskuze k praktické části**

Cílem pilotní studie bylo pomocí tenzometrické plošiny u probandů s diagnózou calcar calcanei analyzovat změny v distribuci tlaků chodidla a změny v rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla ve stoji a při chůzi před a po terapii rázovou vlnou. Na základě dotazníkového šetření zjistit, v jaké míře došlo k subjektivnímu zlepšení,

popřípadě zhoršení bolestivého stavu a zda se zlepšení či zhoršení obtíží projevilo v měřených parametrech.

### **Diskuse k hypotéze H0 1**

Předpokládali jsme, že distribuce tlaků na chodidle se při statickém testu u osob s calcar calcanei před a po terapii rázovou vlnou neliší. Hypotéza H0 1 byla ověřována pomocí vyšetření stoje na tenzometrické plošině přístroje Physical Gait System a hypotéza nebyla vyvrácena. Avšak u probandů č. 1, 2, 4, 6, 8 a 9 na chodidle s ostruhou patní kosti došlo po terapii k většímu zatížení zánoží. Tím se všichni vyšetřovaní přiblížili k zatížení chodidla, které na přednoží činilo 40 % a na zánoží 60 %. Naopak u pacientů č. 3, 5, 7 a 10 došlo po terapii na postiženém chodidle k nárůstu hodnot zatížení v oblasti přednoží.

U probandů č. 1, 2, 4, 6 a 9 se objektivní výsledky shodovaly se subjektivním sdělením, kdy pacienti udávali zlepšení svých obtíží, což vedlo k většímu zatížení zánoží. Ke změně došlo i u probanda č. 8, který neudával žádná subjektivní zlepšení. U probandů č. 5, 7 a 10 byly naměřeny vyšší hodnoty na přednoží, ale v subjektivním hodnocení udávali zlepšení obtíží. Proband č. 3 udával subjektivní zhoršení, kterému odpovídalo i zvýšené zatížení přednoží.

Pokud jde o kvazistatickou situaci – stoj, v literatuře panuje názorový nesoulad týkající se nejen lokalizace působících tlaků, ale také jejich velikosti. Autoři ve svých pracích uvádějí poměr rozložení zatížení mezi přednožím a zánožím, ale již neuvádějí, jak velké zatížení v jednotlivých oblastech očekávají, či jaké bylo nalezeno. Například Lánik (1990), Sobotka (1996), Stott (1973) a Véle (2006) uvádějí, že tlaková distribuce přední části nohy oproti zadní části je 1:1. Hutton a Stokers (1995) udávají, že zatížení paty je 75 % a zatížení přednoží 25 % celkové tělesné hmotnosti. Tento názor podporují Dungal (1989), Karas a Otáhal (1991), kteří uvádí, že větší zátěž připadá do oblasti paty.

### **Diskuse k hypotéze H0 2**

Předpokládali jsme, že distribuce tlaků chodidla se při dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší. Hypotéza H0 2 byla ověřována pomocí vyšetření chůze na tenzometrické plošině přístroje Physical Gait System.

U této hypotézy byly zjištěny významné statistické hodnoty na přednoží, nikoli však na zánoží. U probanda č. 2, 3, 4, 7, 8 a 10 byly naměřeny vyšší hodnoty na přednoží. U

zatížení v oblasti zánoží, hodnoty na přednoží zůstaly nezměněny. U probanda č. 1 nebyly zjištěny žádné změny v distribuci tlaků. I přesto, že probandi č. 2, 4, 7 a 10 uváděli subjektivní zlepšení svých obtíží, nedošlo u nich k většímu zatížení zánoží.

Hodnoty výsledného zatížení regionů přednoží mohou být vysvětleny tím, že i malá deformita na noze či bolestivé místo mohou velmi ovlivnit nejen postavení v kolenních a kyčelních kloubech, ale ovlivňují celkový stoj či lokomoci. Bolestivost v oblasti paty vede k většímu zatížení přednoží (Vařeka, 2004).

Do variability zatížení regionů přednoží se mohl promítnout „styl“ chůze, jako jeden z možných faktorů ovlivňujících distribuci tlaků na noze (Perry, 1992). Změnu „stylu“ chůze u pacientů s ostruhou kosti patní popisují Frenclová et al., (2005), kteří hovoří o nesprávném stereotypu chůze, kdy bolestivá aferentace vede k nesprávnému našlapování a pacienti se snaží bolestivou patu odlehčit.

Na dynamickou situaci (chůzi) se názory na distribuci tlaků v některých ohledech shodují. Provedené studie ukazují, že nejvyšší tlaky v průběhu chůze byly zjištěny v regionu paty, přednoží a palce u nohy, zatímco nejnižší byly zjištěny pod střední částí nohy a ostatními prsty (Perry, 1992; Hughes, 1990; Pertunen, 2002).

### **Diskuze k hypotéze H0 3**

Předpokládali jsme, že rozložení tělesné váhy mezi obě chodidla se při statickém a dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší. Hypotéza H0 3 byla ověřována pomocí vyšetření stoje a chůze na tenzometrické plošině přístroje Physical Gait System.

Hypotéza, týkající se naměřených hodnot ve stoji, nebyla vyvrácena. I přes nevýznamnost statistických výsledků u probanda č. 1, 2, 3, 4, 5, 6 a 8 došlo ke zvýšení zatížení dolní končetiny s ostruhou kosti patní. U probanda č. 7, 9 a 10 se zvýšily hodnoty na nepostižené dolní končetině.

Tato fakta opět poukazují na to, že ne vždy subjektivní pocit snížení obtíží vede ke změně v rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla. Proband č. 3 udával zhoršení svých obtíží, a přesto byly naměřeny vyšší hodnoty zatížení na postižené dolní končetině. Stejně hodnoty byly naměřeny u probanda č. 8, který neudával žádné subjektivní změny. U tří probandů na základě subjektivního pocitu zlepšení nedošlo ke zvýšení zatížení postižené dolní končetiny.

Hypotéza týkající se naměřených hodnot při chůzi nebyla vyvrácena. I vzhledem k této skutečnosti u probanda č. 1, 2, 3, 4, 9 a 10 po terapii došlo k většímu zatížení dolní končetiny s ostruhou kosti patní. U probanda č. 5 a 8 se zvýšily hodnoty zatížení na nepostižené dolní končetině. U probanda č. 7 byly naměřeny vyšší hodnoty zatížení na postižené dolní končetině před terapií i po terapii. U probanda č. 6 nebyly zjištěny žádné změny. U probanda č. 2, 3, 4 a 10 došlo ke zvýšení zatížení postižené dolní končetiny, avšak v závislosti na zvýšení zatížení přednoží.

Výsledky poukazují na řadu variabilit v distribuci tlaků mezi přednožím a zánožím a v rozložení celkové tělesné hmotnosti před terapií i po terapii rázovou vlnou. V mnoha případech objektivní nález nekoreluje se subjektivní výpovědí pacienta. U pacientů byly shledány tři základní rysy. Pacienti se subjektivním zlepšením obtíží, což vedlo ke změně v distribuci tlaků – zatížení zánoží a zvýšené zatížení postižené dolní končetiny. Pacienti se subjektivním zhoršením, které se projevilo zvýšeným zatížením přednoží a zvýšeným zatížením nepostižené dolní končetiny. Pacienti, kteří udávali subjektivní zlepšení, avšak hodnoty zůstaly vyšší v oblasti přednoží, ale došlo k většímu zatížení postižené dolní končetiny. Obtíže spojené s ostruhou kosti patní představují problém, který trvá nejméně 6–12 měsíců (Čížmár et al., 2005), na základě těchto skutečností lze předpokládat změnu biomechanických parametrů chůze i stoje, kdy nociceptivní a interoceptivní informace přispívají k modifikaci posturálního i pohybového programu, aby nedocházelo k dalšímu poškozování struktury. Véle (1995) uvádí, že nociceptivní aference vyvolá vznik náhradního šetřícího polohového i pohybového programu, který se může opakováním fixovat a stát se „náhradním“ programem jak držení tak pohybu. Tudíž se domníváme, že je důležité k terapii přistupovat komplexně, tak aby se předešlo vzniku vadných kompenzačních mechanismů, které se mohou projevit kdekoliv v rámci pohybového aparátu.

Nevýhodou studie je malý počet subjektů výzkumného souboru. Dále měření v krátkém časovém intervalu, domníváme se, že účinek terapie by mohl být více prokazatelný po delší latenci působení rázové vlny a větším počtu probandů. Efekt léčby nastupuje v průběhu 1–12 týdnů (Hammer et al., 2002).

Nedostatky této studie také vidíme v přístroji Physical Gait System, kdy na základě manuálu ani osobního dotázání nebyla objasněna řada nejasností. Jedním z vážných nedostatků je absence definice přednoží a zánoží a definice výpočtu algoritmu ve stoji a při



chůzi. Tento přístroj pro své ukázané negativní vlastnosti není vhodný pro vědecké informace a lze zpochybnit jeho praktické užití. Lze polemizovat o výpovědní hodnotě Physical Gait System, který je řadou pracovišť využíván, nejen k diagnostice, ale také pro výrobu ortopedických vložek. Uvedené nedostatky mohou mít výrazný vliv na finální výrobu i aplikaci ortopedických vložek.

Výsledky mohly být ovlivněny aktuálním psychickým stavem, motivací pacienta či denní dobou měření, ale jistě byly ovlivněny uvedenými nedostatky použitého detekčního přístroje.

Pro další výzkum by bylo vhodné použití diagnostického zařízení v kombinaci s jinými metodami, např. plantoskopem či pantografem, především pro zjištění funkce nožní klenby. Dále zjištění průběhu CoP a 3D kinematickou analýzu pro data o kinematice chůze.

## 7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem této studie bylo zjistit, jaký vliv má terapie rázovou vlnou ostruhy kosti patní na distribuci tlaků ve stoji a při chůzi v oblasti přednoží a zánoží.

Ověřovali jsme tyto hypotézy:

H0 1: Zatížení chodidla se při statickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

H0 2: Zatížení chodidla se při dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

H0 3: Rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla se při statickém a dynamickém testu u osob s calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou neliší.

Změny v distribuci tlaků mezi přednožím a zánožím a rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla při testu statickém a dynamickém, jsme posuzovali na základě vyhodnocení dat získaných v rámci vstupního a výstupního vyšetření probandů pomocí měření prováděném na tenzometrické plošině přístroje Physical Gait System.

Nepodařilo se vyvrátit hypotézu H0 1, avšak výsledky prokázaly patrné rozdíly v zatížení přednoží a zánoží, kdy u šesti probandů došlo k většímu zatížení zánoží na postižené dolní končetině. Statistické zpracování dat neprokázalo významnou odlišnost.

U hypotézy H0 2 byly shledány statisticky významné hodnoty v oblasti přednoží, které dosahovaly vyšších hodnot než hodnoty zánoží, u nichž se statistická významnost neprokázala. Hypotéza H0 2 byla částečně prokázána.

Výchozí hypotéza H0 3 nebyla vyvrácena. Vyšetření ukázala změnu v zatížení na postižené dolní končetině ve stoji a při chůzi, nikoli však statisticky významnou.

Závěrem můžeme shrnout, že terapie ostruhy kosti patní rázovou vlnou neměla spolehlivě jednoznačný vliv na distribuci tlaků chodidla, avšak z některých výsledků měření lze usuzovat na pozitivní vliv terapie i na distribuci plantárních tlaků.

V této práci jsme poukázali rovněž na možnost využití tenzometrické plošiny jako diagnostického prostředku k získání údajů o distribuci tlaků na chodidle ve stoji a při chůzi. V průběhu výzkumu byly zjištěny nedostatky měřicího přístroje Physical Gait System, především absence neexistence definice přednoží a zánoží v manuálu a v grafické interpretaci, kdy bylo zřejmé, že hranice mezi nimi kolísá.

## 8 SOUHRN

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o anatomii, kineziologii a funkci nohy ve stoji a v krokovém cyklu chůze. Z dostupné literatury jsem se pokusila shrnout poznatky o plantární distribuci tlaků na plosce nohy ve kvazistatické a dynamické situaci. Současně jsou zde shrnuty poznatky o ostruze kosti patní a terapii rázovou vlnou.

V praktické části jsme vyšetřovali pomocí Physical Gait System distribuci tlaků na chodidle u osob s calcar calcaneí před terapií a po terapii rázovou vlnou. Hlavním cílem studie bylo zjistit, zda u pacientů s ostruhou patní po terapii rázovou vlnou dojde ke změně v distribuci tlaků na chodidle postižené dolní končetiny.

Vyšetření stoje a chůze na tenzometrické plošině přístroje Physical Gait System neprokázalo statisticky významné odchylky. Výsledné hodnoty však naznačily, že ve stoji došlo k většímu zatížení zánoží postižené dolní končetiny. Při vyšetření chůze se objevily statisticky významné hodnoty v zatížení přednoží postižené dolní končetiny.

U vyšetření rozložení tělesné hmotnosti mezi obě chodidla ve stoji a při chůzi nebyla shledána statistická významnost. Vyšetření však prokázala, že ve stoji i při chůzi došlo k většímu zatížení postižené dolní končetiny, přesto nebylo dosaženo takových hodnot, které by byly statisticky významné.

Na základě nejasností vztahující se k údajům získaných pomocí přístroje Physical Gait System bylo dílčím cílem prokázání jeho využití v rámci výzkumu. Podařilo se nám ukázat, že v jistých mezích dílčích parciálních tlaků jsme byli schopni přepočítat relativní hodnoty na hodnoty absolutní (Tabulka 5.1.1), což umožňuje jeho využití i pro základní výzkum, bylo možno pracovat v mezinárodních jednotkách SI soustavy.

## 9 SUMMARY

In the theoretical part findings about anatomy, kinesiology and foot function in standing position and gait cycle are summarized. Of accessible literature I tried to summarize findings about plantar distribution of pressures on sole in quasi-static and dynamic situation. Simultaneously there are summarized findings about heel spur and extracorporeal shock wave therapy.

In the practical part we examined, by means of Physical Gait System, pressure distribution on sole of the persons with calcar calcanei before and after extracorporeal shock wave therapy. The main goal of the study was to find out whether the patients with heel spur after extracorporeal shock wave therapy undergo a change in the pressure distribution on the sole of the handicapped leg.

The examination of standing position and walking on force platform of the Physical Gait System apparatus did not show statistically significant deviations. However, the result values indicated that greater weighting of leg backward of the handicapped leg in standing position occurred. During the walk examination statistically significant values in weighting of leg forward of the handicapped leg appeared.

As for the examination of distribution of body weight between the both soles in standing position and walk, the statistic significance was not proved. The examinations, though, proved that in standing as well as in walk, greater weighting of the handicapped leg occurred, nevertheless such values, which would be statistically significant, were not recorded.

Based on uncertainties related to the data gained by means of the Physical Gait System apparatus, it was a partial goal to prove its utilisation within the research. We managed to show that in certain boundaries of partial pressures we were able to recount relative values to absolute values (table 5.1), which enables its utilisation even for basic research as it enables to work in international units of SI system.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aldrige, T.: Diagnostika bolestí paty u dospělých. *Medicina po promoci*, 5 (5), 19-26, 2004.
- Angelahouldsworth, O.: Measuring plantar pressures [online]. 2006 – [cit. 2009-02-18].  
Dostupné z WWW:  
<http://www.northampton.ac.uk/downloads/podiatry/angelahouldsworth.pdf>
- Bloumin, J. S., Corbeil, P., Teasdale, N.: Postural stability is altered by stimulation of pain but not warm receptors in humans [online]. 2003 – [cit. 2008-10-20]. Dostupné z WWW: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/4/23>
- Caselli, A., Pham, H., Giurini, J. M., Armstrong, G.: The forefoot to rearfoot plantar pressure. *Diabetes Care*, 25 (6), 1066, 2002.
- Cavanagh, P.R., Morag, E., Boulton, A. J. M., Zouny, M. J., Deffner, K. T., Pammer, S. E.: The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, 30 (3), 3-250, 1997.
- Cluett, J.: Shock Wave therapy for Plantar Fasciitis. [online] 2008 – [cit. 2009-02-11].  
Dostupné z WWW: <http://orthopedics.about.com/od/footankle/i/shockwave.htm>
- Craig, W. M.: Extracorporeal Shock Wave Therapy. [online] 2004 – [cit. 2009-03-26].  
Dostupné z WWW:  
[http://www.worksafebc.com/health\\_care\\_provides/Assets/PDF/eswt\\_First\\_update.pdf](http://www.worksafebc.com/health_care_provides/Assets/PDF/eswt_First_update.pdf)
- Čakloš, S.: Rázová vlna. [online] 2007 – [cit. 2009-02-22]. Dostupné z WWW:  
<http://www.zzz.sk/?clanok=3639>
- Čihák, R.: *Anatomie*. 2. upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2001.
- Čižmár, I., Sviženská, I., Pilný, J., Repko, M., Ira, D.: Bolest paty. *Časopis lékařů českých*, 144 (8), 535-538, 2005.
- Delisa, J. A.: *Rehabilitation medicine*. Philadelphia: New York: Lippincott – Raven Publisher, 1998.
- Deursen, R.: Mechanical loading and off-loading of the planta surface of the diabetic foot, *Clinical Infectious Diseases* [online]. 2004 – [cit. 2009-02-23]. Dostupné z WWW: <http://meddb.cn//u/download/2007-12Mechanical%20Loading%20and%20Off-Loading%20of%20the%20Plantar%20Surface%20of%20the%20Diabetic%20Foot-www.meddb.cn%20pdf>
- Dezider, M.: Bolestivá pata – calcar calcanei. *Bratislavské lékařské listy*, 1 (5), 887-890,

- 1984.
- Dungl, P.: *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989.
- Dungl, P.: *Ortopedie*. 5 rozšířené a přepracované vydání. Praha: Grada Publishing, 2005.
- Dylevský, I., Druga, R., Mrázková, O.: *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000.
- Frenclová, S., Konopásek, B., Petruželka, L.: Diagnóza: calcar calcanei (naše zkušenosti s RTG terapií). *Praktická radiologie*, 10 (2), 24-25, 2005.
- Hamer, D. S., Rupp, S., Krentz, A., Pape, D., Kohn, D., Seil, R.: Extracorporeal shockwave therapy (ESWT) in patients with chronic planta fasciitis. *Foot Ankle*. 23 (4), 309-313, 2002.
- Hayafune, N., Hayafune, Y., Jacob, A. C.: Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The foot*, 9 (2), 88-92, 1999.
- Hermachová, H.: Jaké boty?. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 5 (1), 108-110, 1998.
- Houglum, P. A.: *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*. USA: Human Kinetics, 2005.
- Hronková, H., Navrátil, L., Škopek, J., Kymplová, J., Knižek, J.: Možnosti analgetické terapie ostruhy patní kosti ultrazvukem a neinvazivním laserem [online]. 2000 – [cit. 2008-12-03]. Dostupné z WWW: <http://www.laserpartner.org/lasp/web/cz/2000/0021.htm>
- Hughes, J., Clark, P., Clark, P., Klenerman, L.: The importance of the toes in walking [online]. 1990 – [cit. 2008-11-25]. Dostupné z WWW: <http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/72-B/2/245/pdf>
- Hutton, W. C., Stokers, I. A. F.: *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1995.
- Karas, V., Otáhal, S.: *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Univerzita Karlova, 1991.
- Kolář, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (4), 152-164, 2001.
- Kolář, P.: Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 3, 106-109, 2002.
- Kolář, P.: Vývojová kineziologie. In J. Kraus (Ed.). *Dětská mozková obrna* (93-99). Praha: Nakladatelství Karolinum, 2005.
- Králíček, P.: *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2002.
- Lánik, V.: *Kineziologie*. Martin: Osveta, 1990.

- Lewit, K.: *Manipulační léčba v mioskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika, spol.s. r.o. ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Turkyňe, 2003.
- Malanga, G., DeLisa, J. A.: Clinical Observation [online]. 1998 – [cit. 2008-11-25].  
Dostupné z WWW:  
<http://www.laboratorium.dist.unige.it/~piero/Teaching/Gait/Malanga%20and%20DeLisa%20Clinical%20Obsarvation.htm>
- Merolli, A., Uciolli, L.: Plantar pressure distribution in patients with neuropathic diabetic foot. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, 29 (9), 1195-1199, 1996.
- Morag, E., Cavanagh, P. R.: Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot dutiny walking. *Journal of Biomechanics*, 32 (4), 359-370, 1999.
- Neradílek, F.: Diagnostika bolestí paty u dospělých. *Medicína po promoci*, 5 (6), 24-26, 2004.
- Patobiomechanika a patokineziologie : Kompendium* [online]. 2004 – [cit. 2008-12-05].  
Dostupný z WWW:  
[http://biomech.ftvs.cuni.cz./pbpk/kompendium/anatomie/dk\\_noha.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz./pbpk/kompendium/anatomie/dk_noha.php)
- Perttunen, J.: Foot Loading in Normal and Phatological Walking [online]. 2002 – [cit. 2008-11-20]. Dostupné z WWW:  
<http://selene.lib.jyu.fi:8080/vaitos/studies/studsport/9513912221.pdf>
- Perry, J.: *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. United States of America: SLACK Incorporated, 1992.
- Pizzutillo, P., D.: *Pediatric orthopedics in primary praktice*. New York: McGraw-Hill, 1997.
- Powers, CH., M., Heino, J. G., Rao, S., Perry, J. The influence of patelofemoral pain on lower limb loading dutiny gait. *Clinical Biomechanics*, 14 (10), 722-728, 1999.
- Pribut, S. M.: *Dr. Stehen Pribut's Sport Pages* [online]. 2003-2006 – [cit. 2008-11-12].  
Dostupný z WWW: <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>
- Riegerová, J., Ulrichová, M.: *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 1998.
- Roy, K. J. : Force, pressure and motion measurements in the foot: current concepts [online]. 2002 – [cit. 2009-01-26]. Dostupný z WWW:  
<http://selene.lib.jyu.fi:8080/vatios/studies/studsport/9513912221.pdf>
- Scott, D. K.: Subcalcaneal heel pain. *Foot and ankle injuries in sports*, 25 (1), 161-175, 1994.

- Sobotka, Z.,: Biomechanické funkce dolních končetin a chodidel. *Pohybové ústrojí*, 3 (1), 28-36, 1996.
- Stehlík, J., Štulík, J.: *Zlomeniny patní kosti*. Praha: Galén, 2005.
- Stott, J. R. R., Hutton, W. C., Stokem, A. F.: Forces under the foot [online]. 1973 – [cit. 2009-01-18]. Dostupné z WWW: <http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/55-B/2/335.pdf>
- Trč, T.: Bolesti paty. *Practicus* 6 (5), 276-277, 2006.
- Trojan, S.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. přepracované a rozšířené vydání. Praha: Grada Publishing, 2001.
- Vařeka, I.: Posturální stabilita (I.část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9 (4), 115-121, 2002.
- Vařeka, I.: Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. *Rehabilitácia*, 41 (3), 131-136, 2004.
- Véle F.: *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, 1995.
- Véle, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- Véle, F.: *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006.
- Vojta, V.: *Vojtův princip. Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada Publishing, 1995.
- Votava, J.: Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí* 9 (1), 45-49, 2002.
- User manual Physical Gait System: (for Physical Gait System with software version 2.5) Itálie: Řím, 2008.
- Wang, C. J., Wang, F. S., Yang, K. D., Weng, L. H., Ko, J. Y.: Long-term of extracorporeal shock wave treatment for planta fasciitis [online]. 2006 – [cit. 2009-01-20]. Dostupné z WWW:[http://www.razova-vlna.eu/dokumenty/02\\_SWT\\_studie.pdf](http://www.razova-vlna.eu/dokumenty/02_SWT_studie.pdf)
- Winter, D. A.: Human balance and posture kontrol during standing and walking. *Gait and Posture* 3 (4), 193-214, 1995.
- Zeman, D.: Nové možnosti léčby kloubů a svalových úponů rázovou vlnou. *Lékařské listy* 14 (7), 16, 2005.

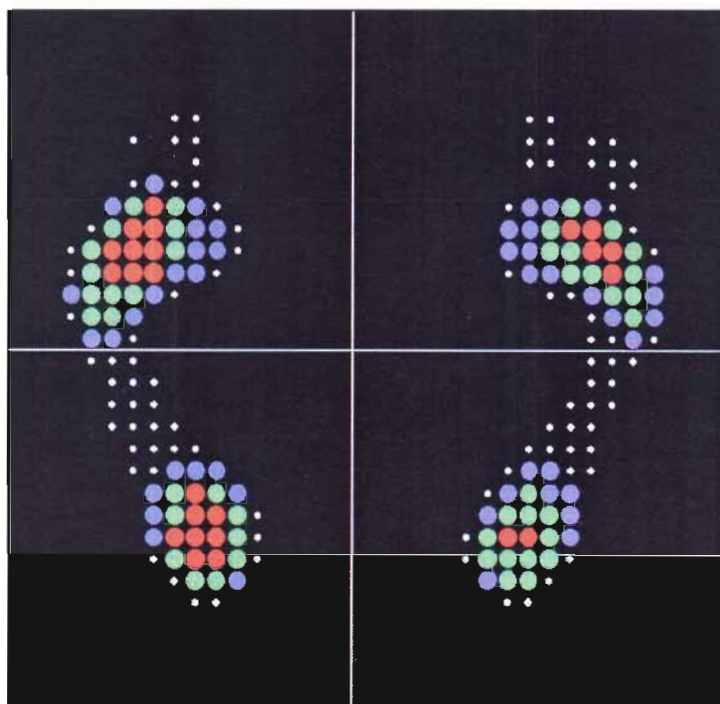


## 11 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Statická isobarická analýza (obrázek).....	83
Příloha č. 2: Výpočet zatížení ve stoji a chůzi (tabulka).....	84
Příloha č. 3: Anamnestická data probandů (tabulka).....	85
Příloha č. 4: Výsledné hodnoty probanda č. 2 (tabulky, grafy).....	86
Příloha č. 5: Výsledné hodnoty probanda č. 3 (tabulky, grafy).....	88
Příloha č. 6: Výsledné hodnoty probanda č. 4 (tabulky, grafy).....	89
Příloha č. 7: Výsledné hodnoty probanda č. 5 (tabulky, grafy).....	90
Příloha č. 8: Výsledné hodnoty probanda č. 6 (tabulky, grafy).....	91
Příloha č. 9: Výsledné hodnoty probanda č. 7 (tabulky, grafy).....	92
Příloha č. 10: Výsledné hodnoty probanda č. 8 (tabulky, grafy).....	93
Příloha č. 11: Výsledné hodnoty probanda č. 9 (tabulky, grafy).....	94
Příloha č. 12: Výsledné hodnoty probanda č. 10 (tabulky, grafy).....	95

## Přílohy

### Příloha č.1: Statická isobarická analýza (obrázek)



## Příloha č. 2: Tabulky s výpočtem zatížení ve stoji a chůzi

Pacient: **Optimum**

Hmotnost (kg): **70**

Stoj

Chůze

		L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	80	80
	Load %:	20	20
	R/F Ratio %:	40	40

		L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	90	90
	Load %:	30	30
	R/F Ratio %:	60	60

REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	90	80
	Load %:	30	30
	R/F Ratio %:	60	60

REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	90	90
	Load %:	20	20
	R/F Ratio %:	40	40

TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	160	160
	Load %:	50	50
	Weight (kg):	35,00	35,00

TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	180	180
	Load %:	50	50
	Weight (kg):	35,00	35,00

- L            levá dolní končetina
- P            pravá dolní končetina
- Surface    plocha zaujímaná chodidlem vyjádřena v cm<sup>2</sup>, kdy 1 cm<sup>2</sup> = 1 senzor
- Load        procentuální zatížení chodidla vztahující se k celkové hmotnosti pacienta
- R/F Ratio   poměr přednoží a zánoží procentuálně vyjádřené vztahující se k hmotnosti pacienta
- Weight     hmotnost
- FOREFOOT   přednoží
- REARFOOT   zánoží
- TOTAL      hodnoty získané součtem forefoot a rearfoot

**Příloha č.3: Anamnestická data probandů (tabulka)**

<b>Anamnestická data</b>				
<b>PROBAND</b>	<b>věk</b>	<b>výška (cm)</b>	<b>váha (kg)</b>	<b>BMI</b>
proband 1	51	173	85	28,4
proband 2	53	185	89	26
proband 3	63	165	77	28,28
proband 4	52	172	64	21,63
proband 5	52	170	83	28,72
proband 6	56	168	73	25,86
proband 7	56	178	132	41,66
proband 8	57	185	97	27,74
proband 9	52	187	105	30,03
proband 10	58	182	92	27,77
<b>průměr</b>	<b>55</b>	<b>176,5</b>	<b>89,7</b>	<b>28,609</b>

#### Příloha č. 4: Výsledné hodnoty probanda č. 2 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 85

Stoj

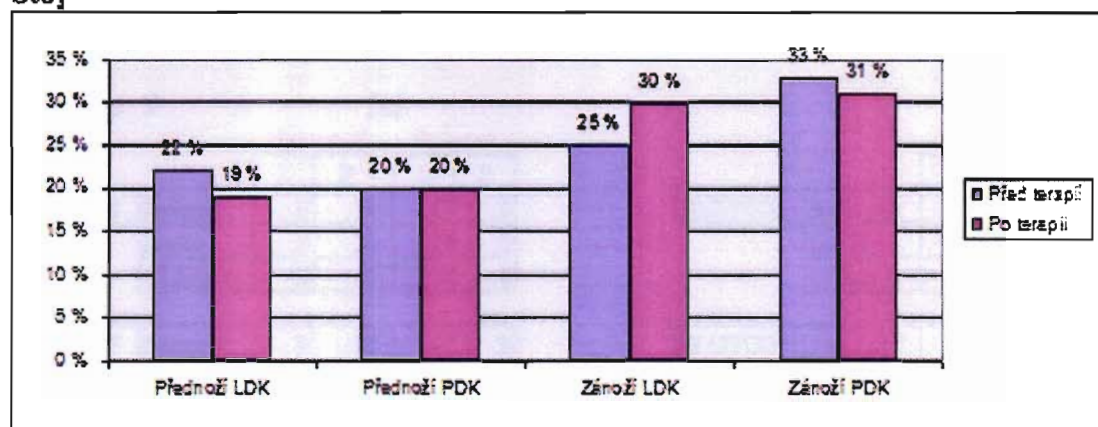
		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	41	53	58	62
	Load %:	22	20	19	20
	R/F Ratio %:	47	38	39	39
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	47	50	44	49
	Load %:	25	33	30	31
	R/F Ratio %:	53	62	61	61
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	88	103	102	111
	Load %:	47	53	49	51
	Weight (kg):	39.95	45.05	41.65	43.35

Chůze

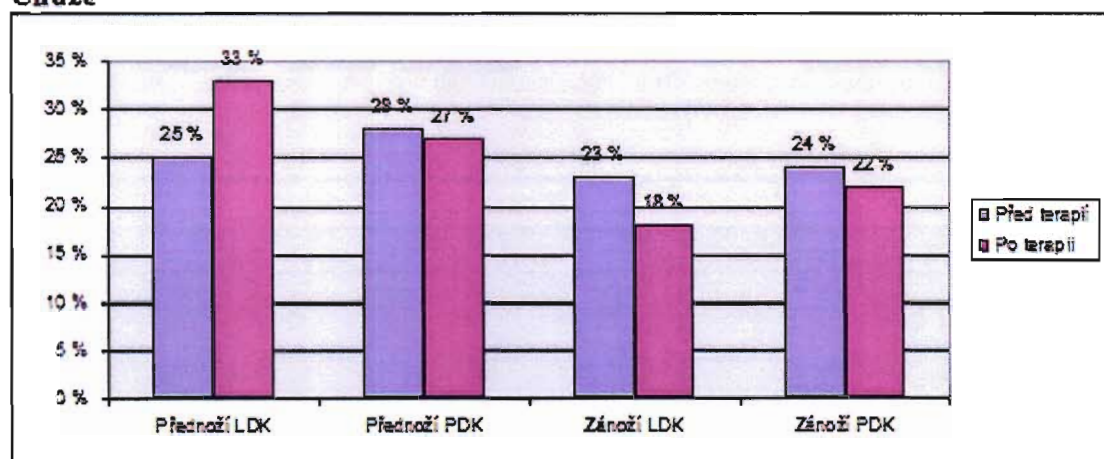
		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	52	63	68	63
	Load %:	25	28	33	27
	R/F Ratio %:	52	54	65	55
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	35	45	39	44
	Load %:	23	24	18	22
	R/F Ratio %:	48	46	35	45
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	87	108	107	109
	Load %:	48	52	51	49
	Weight (kg):	40.80	44.20	43.35	41.65

- L levá dolní končetina, zeleně označená postižená dolní končetina  
 P pravá dolní končetina  
 Surface plocha zaujímaná chodidlem vyjádřena v cm<sup>2</sup>, kdy 1 cm<sup>2</sup> = 1 senzor  
 Load procentuální zatížení chodidla vztahující se k celkové hmotnosti pacienta  
 R/F Ratio poměr přednoží a zánoží procentuálně vyjádřené vztahující se k hmotnosti pacienta  
 Weight hmotnost  
 FOREFOOT přednoží  
 REARFOOT zánoží  
 TOTAL hodnoty získané součtem forefoot a rearfoot  
 Legenda se vztahuje k tabulkám v příloze 5-12.

## Stoj



## Chůze



LDK – levá dolní končetina

PDK – pravá dolní končetina

Legenda se vztahuje ke grafům v příloze 5-12.

Příloha č. 5: Výsledné hodnoty probanda č. 3 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 89

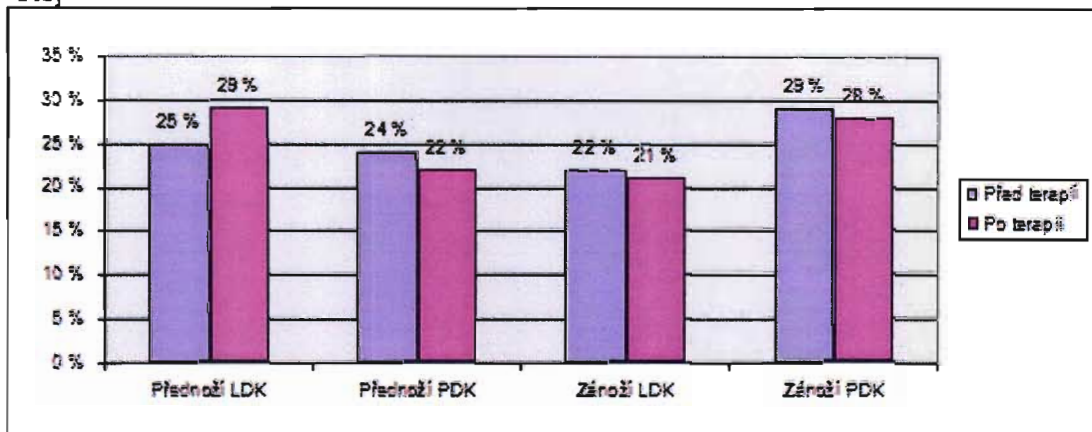
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	57	56	60	55
	Load %	25	24	29	22
	R/F Ratio %	53	45	58	44
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	54	63	47	55
	Load %	22	29	21	28
	R/F Ratio %	47	55	42	56
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	111	119	107	110
	Load %	47	53	50	50
	Weight (kg):	41,83	47,17	44,50	44,50

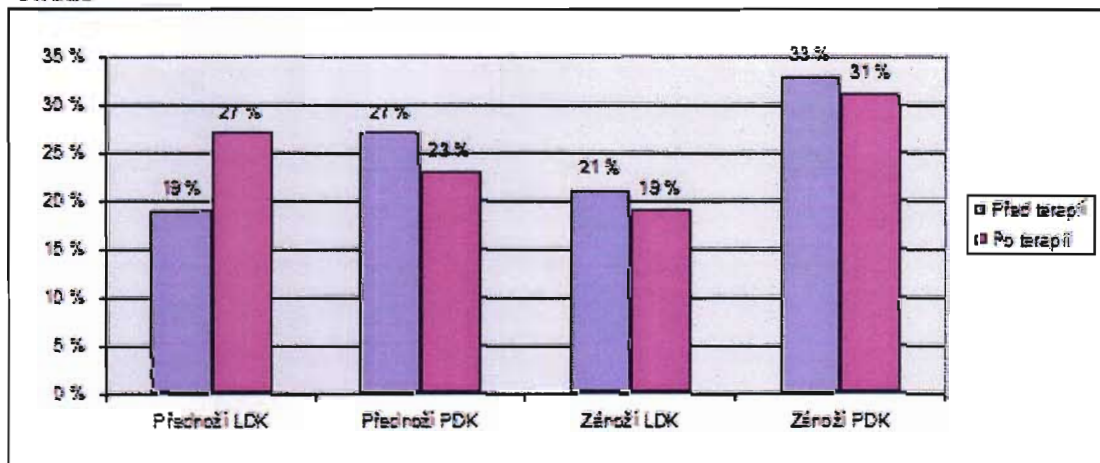
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	39	58	52	46
	Load %	19	27	27	23
	R/F Ratio %	48	45	59	45
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	30	61	33	56
	Load %	21	33	19	31
	R/F Ratio %	53	53	41	57
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	69	119	85	102
	Load %	40	60	46	54
	Weight (kg):	35,60	53,40	48,94	48,06

Stoj



Chůze



Příloha č. 6: Výsledné hodnoty probanda č. 4 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 77

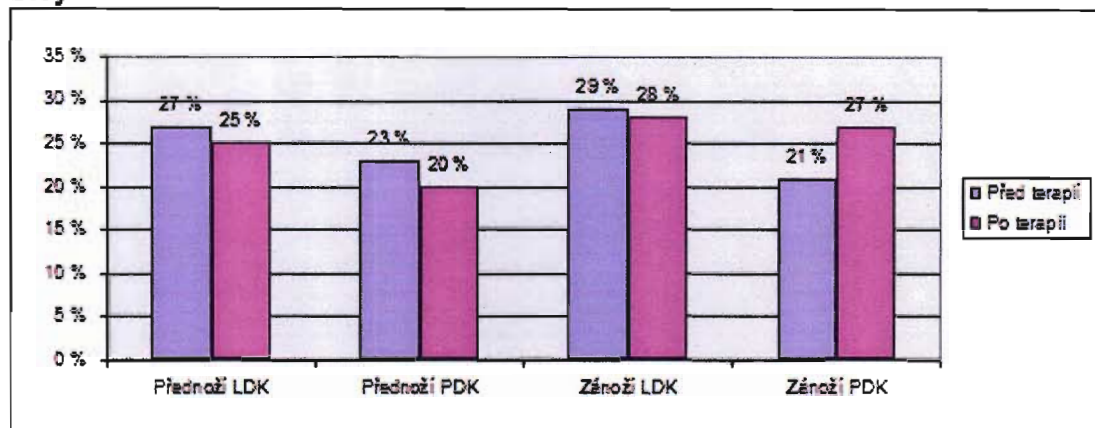
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	52	56	56	47
	Load %:	27	23	25	20
	R:F Ratio %:	48	52	47	43
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	52	49	54	53
	Load %:	29	21	28	27
	R:F Ratio %:	52	48	53	57
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	104	105	110	100
	Load %:	56	44	53	47
	Weight (kg):	43,12	33,68	40,81	36,19

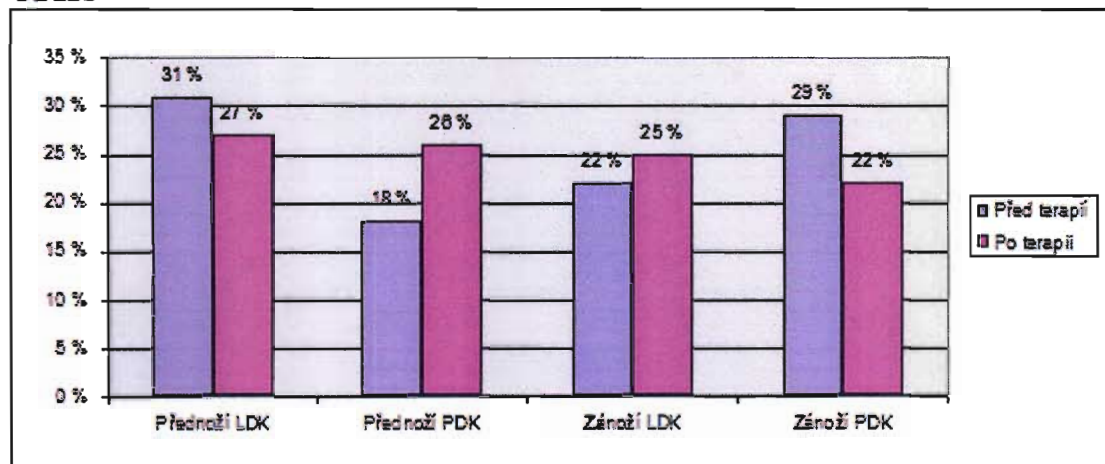
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	51	27	48	39
	Load %:	31	18	27	26
	R:F Ratio %:	58	38	32	54
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	34	45	44	33
	Load %:	22	29	25	22
	R:F Ratio %:	42	62	48	46
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	85	72	92	92
	Load %:	53	47	52	48
	Weight (kg):	40,81	36,19	40,04	36,96

Stoj



Chůze





Příloha č. 7: Výsledné hodnoty probanda č. 5 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 83

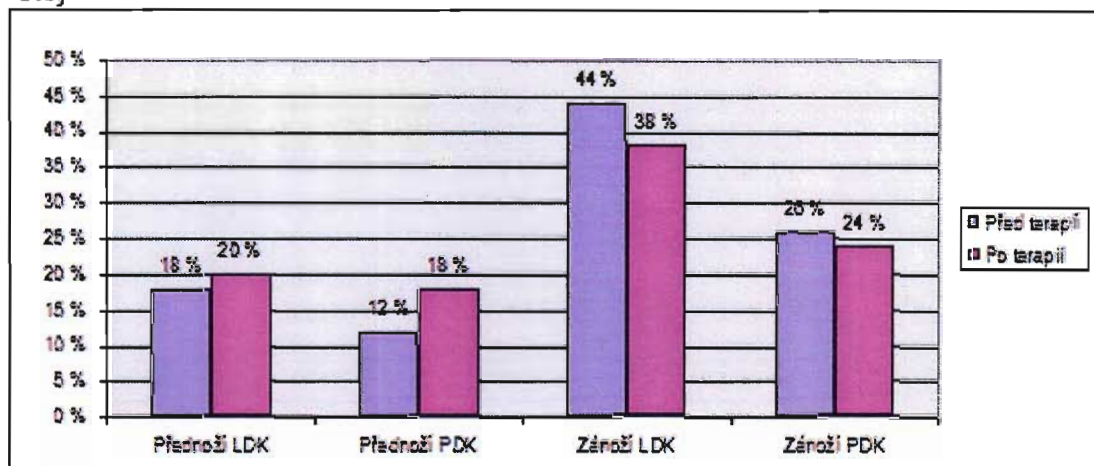
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	42	33	43	49
	Load %	18	12	20	18
	R/F Ratio %	29	32	34	43
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	45	44	58	55
	Load %	44	26	38	24
	R/F Ratio %	71	68	66	57
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	87	77	101	104
	Load %	62	38	58	42
	Weight (kg):	51,46	31,54	48,14	34,86

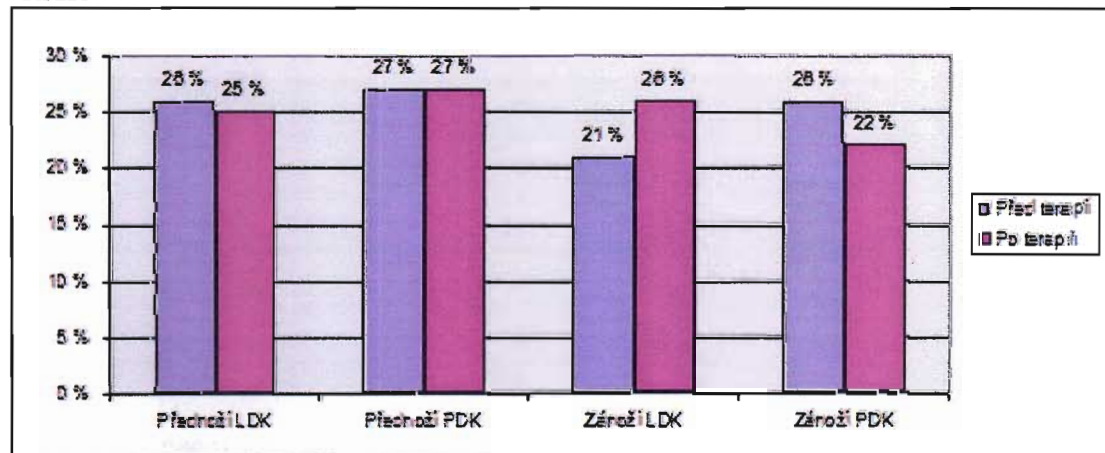
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	61	55	53	65
	Load %	26	27	23	27
	R/F Ratio %	55	51	49	55
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	49	46	47	46
	Load %	21	26	26	22
	R/F Ratio %	45	49	51	45
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	110	101	100	111
	Load %	47	53	51	29
	Weight (kg):	39,01	43,99	42,33	40,67

Stoj



Chůze



**Příloha č. 8: Výsledné hodnoty probanda č. 6 (tabulky, grafy)**

Hmotnost (kg): 73

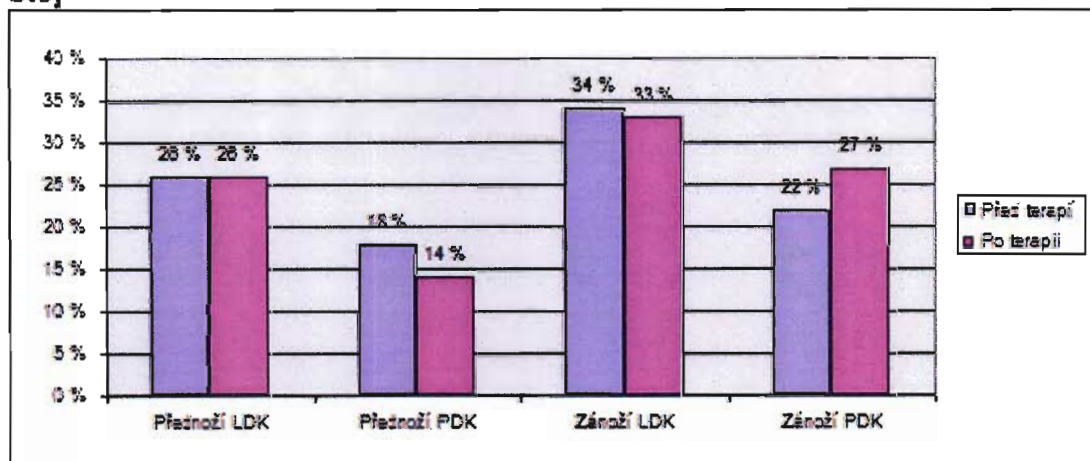
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	37	48	51	44
	Load %:	26	18	26	14
	R:F Ratio %:	43	45	44	34
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	59	49	52	51
	Load %:	34	22	33	27
	R:F Ratio %:	57	55	56	65
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	116	97	103	95
	Load %:	60	40	59	41
	Weight (kg):	43,80	29,20	43,07	29,93

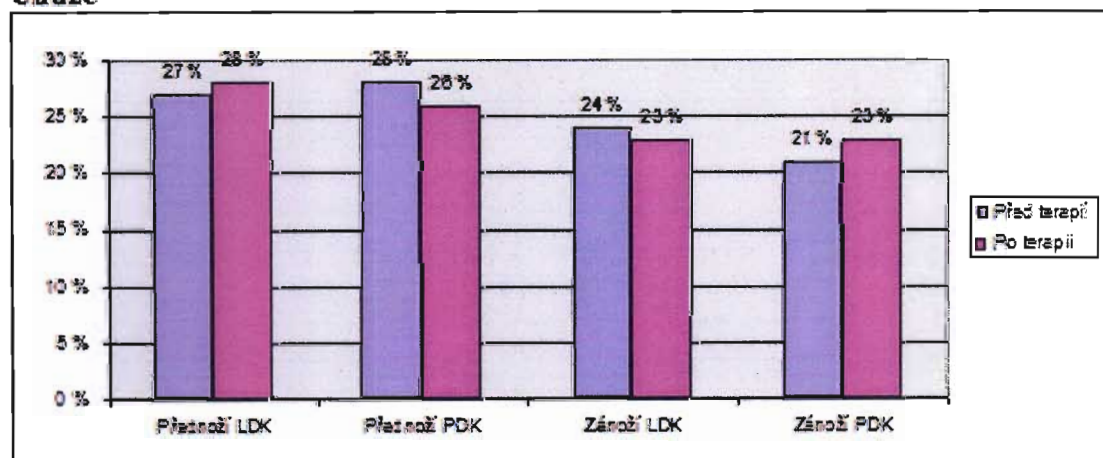
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	67	69	73	61
	Load %:	27	28	28	26
	R:F Ratio %:	53	57	55	53
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	41	52	47	54
	Load %:	24	21	23	23
	R:F Ratio %:	47	43	45	47
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	108	121	120	115
	Load %:	51	49	51	49
	Weight (kg):	37,23	35,77	37,23	35,77

Stoj



Chůze



Příloha č. 9: Výsledné hodnoty probanda č. 7 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 132

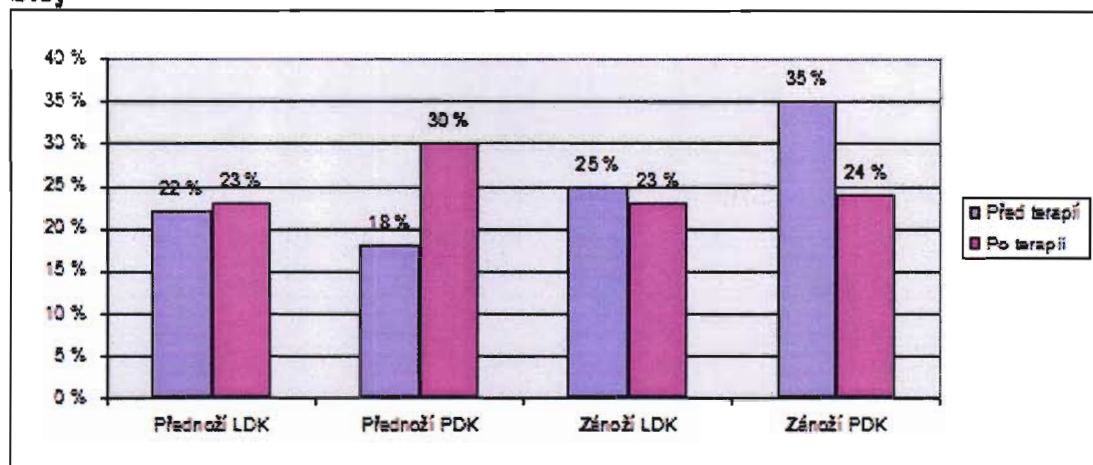
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	65	57	75	77
	Load %:	22	18	23	30
	R:F Ratio %:	47	34	50	56
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	60	93	45	55
	Load %:	25	35	23	24
	R:F Ratio %:	53	66	50	44
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	125	140	120	132
	Load %:	47	53	46	54
	Weight (kg):	62,64	69,96	60,72	71,28

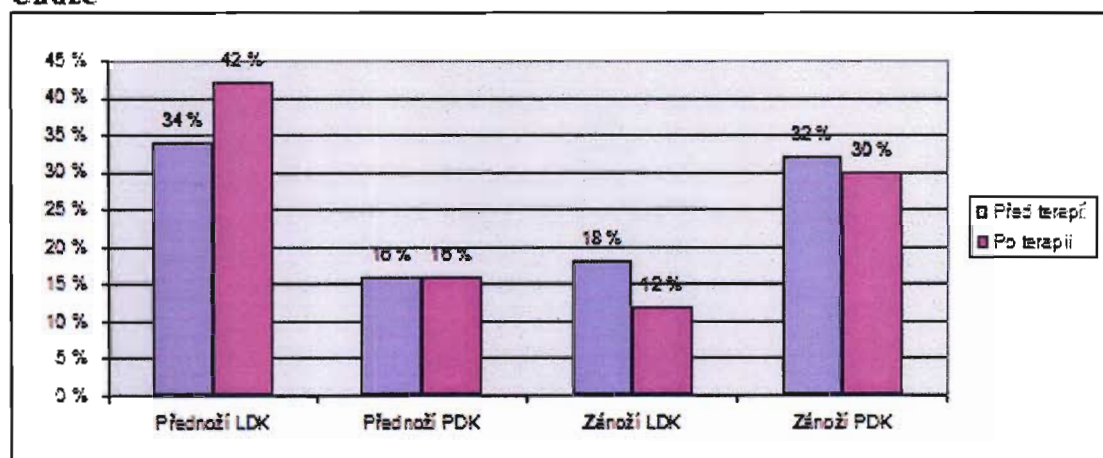
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	82	11	81	18
	Load %:	34	16	42	16
	R:F Ratio %:	65	33	78	35
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	54	71	44	42
	Load %:	18	32	12	30
	R:F Ratio %:	35	67	22	67
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	136	82	125	90
	Load %:	52	48	54	46
	Weight (kg):	68,64	63,36	71,28	60,72

Stoj



Chůze



Příloha č. 10: Výsledné hodnoty probanda č. 8 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 97

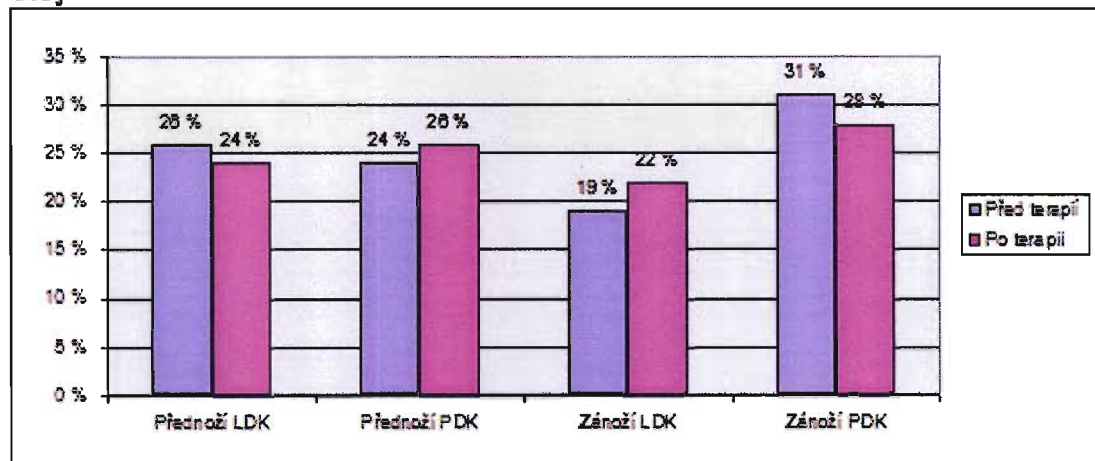
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	60	63	62	62
	Load %:	26	24	24	26
	R/F Ratio %:	58	44	52	48
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	61	73	63	72
	Load %:	39	31	22	28
	R/F Ratio %:	42	56	48	52
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	121	136	125	134
	Load %:	43	55	46	54
	Weight (kg):	43,65	53,35	44,62	52,38

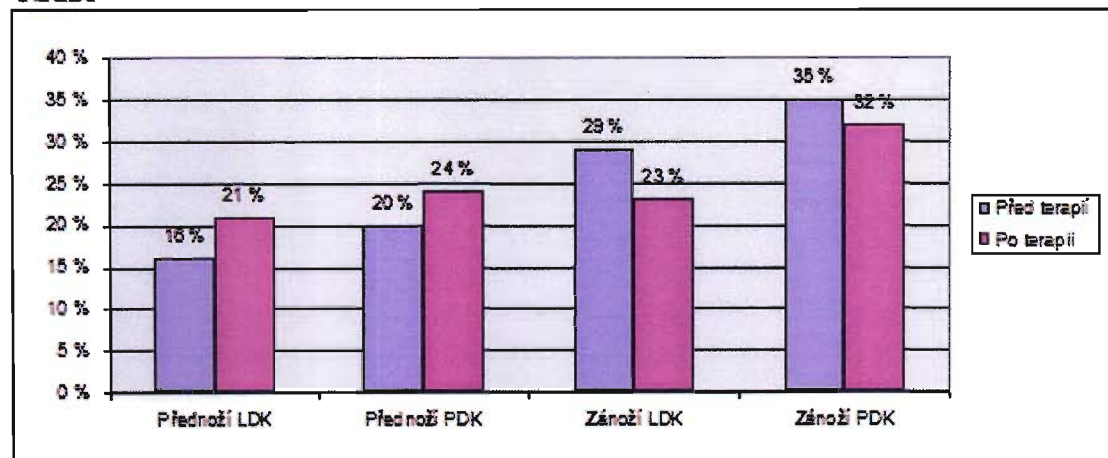
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	24	32	38	26
	Load %:	16	20	21	24
	R/F Ratio %:	36	36	48	43
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	28	30	39	44
	Load %:	29	35	23	32
	R/F Ratio %:	64	64	52	57
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	52	62	77	70
	Load %:	45	55	44	56
	Weight (kg):	43,65	53,35	42,68	54,32

Stoj



Chůze



## Příloha č. 11: Výsledné hodnoty probanda č. 9 (tabulky, grafy)

Hmotnost (kg): 105

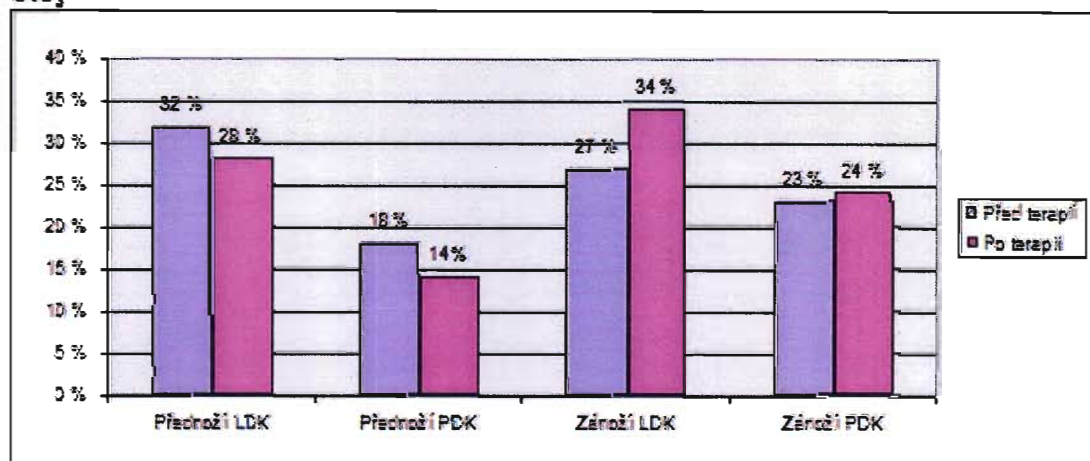
Stoj

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	77	66	65	59
	Load %:	32	18	28	14
	R/F Ratio %:	54	44	45	37
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	63	67	64	63
	Load %:	27	23	34	24
	R/F Ratio %:	46	36	55	63
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	142	133	129	113
	Load %:	39	41	62	38
	Weight (kg):	61,95	43,05	65,10	39,90

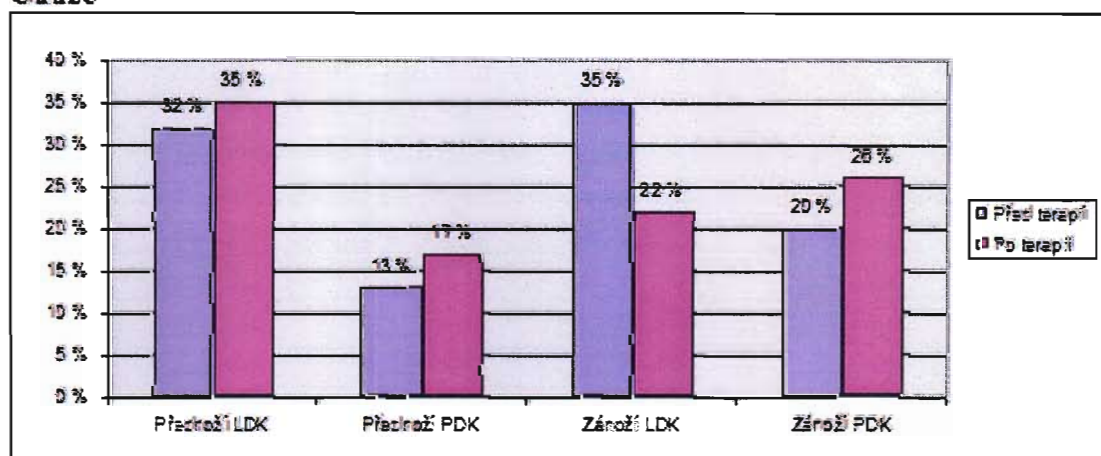
Chůze

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	67	51	55	33
	Load %:	32	13	33	17
	R/F Ratio %:	48	39	61	40
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	59	37	53	74
	Load %:	35	20	22	26
	R/F Ratio %:	52	61	39	60
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	126	88	108	107
	Load %:	67	33	57	43
	Weight (kg):	70,35	34,65	59,85	45,15

Stoj



Chůze



**Příloha č. 12: Výsledné hodnoty probanda č. 10 (tabulky, grafy)**

Hmotnost (kg): 92

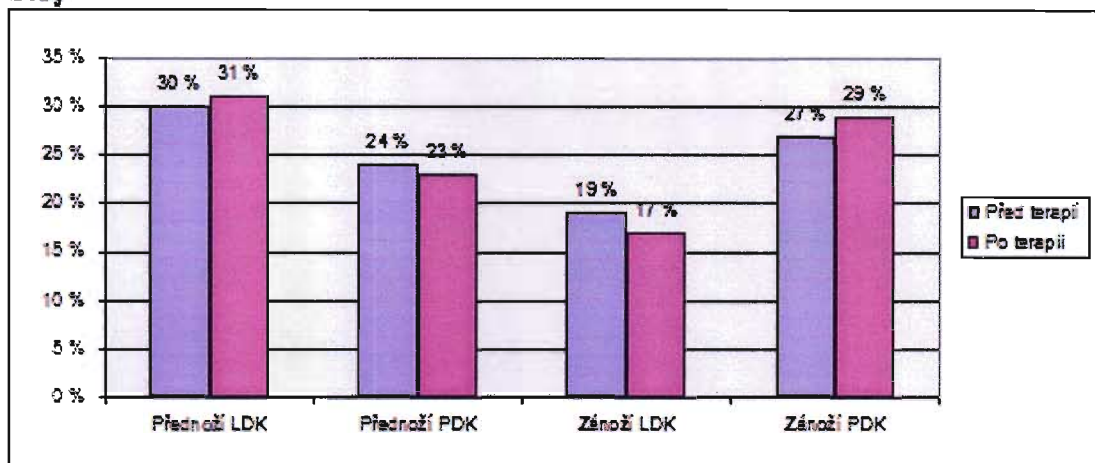
**Stoj**

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	52	48	61	59
	Load %:	30	24	31	23
	R:F Ratio %:	61	47	65	44
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	47	50	44	49
	Load %:	19	27	17	29
	R:F Ratio %:	39	53	33	56
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	99	98	105	108
	Load %:	49	51	48	52
	Weight (kg):	45,08	46,92	44,16	47,84

**Chůze**

		Před terapií		Po terapií	
		L	P	L	P
FOREFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	68	79	72	77
	Load %:	24	30	33	27
	R:F Ratio %:	55	55	63	55
REARFOOT	Surface cm <sup>2</sup> :	55	58	59	44
	Load %:	21	25	18	22
	R:F Ratio %:	47	45	53	45
TOTAL	Surface cm <sup>2</sup> :	123	137	131	121
	Load %:	45	55	51	49
	Weight (kg):	41,40	50,60	46,92	45,08

**Stoj**



**Chůze**

