

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**POROVNÁNÍ VLIVU PŮSOBĚNÍ VLOŽEK DO
OBUVI NA DEFORMACI KLENBY CHODIDLA**

Vypracoval: Josef Ondřejka

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Petr Majerčík

Praha 2011

Abstrakt

Název: Porovnání vlivu působení vložek do obuvi na deformace klenby chodidla

Cíle práce: Cílem bakalářské práce je porovnat vliv dvou vybraných vložek do obuvi na deformace klenby chodidla. První z porovnávaných vložek do obuvi je vložka, která je běžnou výstrojní součástí, druhou je speciálně tvarovaná vložka.

Metoda: Bakalářská práce byla zpracována jako empirický kvantitativní výzkum observačního charakteru. Bylo otestováno 19 probandů. K měření bylo využito stélky pro měření tlaku PedarX. Měření probíhalo při chůzi rychlostí 5 km/h při použití dvou různých vložek do obuvi. Sledovanými hodnotami byla celková kontaktní plocha mezi chodidlem a vložkou do obuvi a maximální síla působící na chodidlo během krokového cyklu. Naměřené hodnoty byly vyhodnoceny pomocí Cohenova koeficientu. Výsledky byly porovnány se studii zabývajícími se vznikem deformací u klenby chodidla.

Výsledky: Při použití speciální tvarované vložky došlo ve srovnání s vložkou, která je běžnou výstrojní součástí, ke zvětšení celkové kontaktní plochy mezi chodidlem a vložkou do obuvi. Dále došlo ke snížení celkové maximální síly působící na chodidlo během krokového cyklu u obou chodidel. Zvětšení celkové kontaktní plochy a snížení celkové maximální síly působící na chodidlo během krokového cyklu vede k nižšímu riziku vzniku získaných vad chodidel.

Klíčová slova: Pěší přesuny, zatížení chodidel, vložky do obuvi, získané vady klenby chodidla

Abstract

Title: Comparison of the impact of exposure to the shoe inserts foot arch deformation.

Aims of the thesis: The aim of thesis is to compare the effects between two selected inserts into the boots of foot arch deformation. The first one is a specially shaped insert and the second one is common available insert in the Czech Army.

Method: Bachelor's work was treated as an empirical quantitative research observational character. We tested 19 probands. The measurements were used to measure pressure insole PedarX. It was measured at a speed of 5 km/h with two different inserts in shoes. The monitored values was the total contact area between foot and shoe inserts, and the maximum force influencing the foot during the step cycle. The measured values were assessed using Cohen coefficient. The results were compared to studies dealing with the emergence of deformation at the foot arch.

Results: Special shaped insert was compared to common available insert in the Czech Army. It was found, that the special shaped insert increases total contact area between foot and shoe insert. Further the special shaped insert reduced the maximum total force acting on the foot during the step cycle in both feet. Increasing the total contact area and decreasing the total maximum force influencing the foot during the step cycle leads to a lower risk of acquired defects of the feet.

Keywords: Walking movements, loads feet, shoe inserts, foot art defects.

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Praze dne:

Podpis:

Mé poděkování patří především Mgr. Petru Majerčíkovi za jeho čas, odborné informace, rady a připomínky. Dále děkuji pracovišti CASRI a Mgr. Aleši Tvrzníkovi za pomoc při realizaci měření a doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc za odborné připomínky k práci. Také děkuji své rodině za podporu a trpělivost během mého studia.

Souhlasím se zapůjčením své bakalářské práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovateli, kteří budou pramen literatury řádně citovat.

<u>Jméno a příjmení</u>	<u>Číslo OP</u>	<u>Datum vypůjčení</u>	<u>Poznámka</u>

Obsah

1	ÚVOD	4
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	5
2.1	PŘESUNY.....	5
2.2	ANATOMIE KLENBY CHODIDLA	6
2.3	KOSTRA NOHY.....	6
2.4	VAZY CHODIDLA	8
2.5	SVALY NOHY	9
2.5.1	<i>Svaly palcové.....</i>	<i>9</i>
2.5.2	<i>Svaly malíkové.....</i>	<i>9</i>
2.5.3	<i>Svaly chodidla</i>	<i>9</i>
2.6	SVALY OVLIVŇUJÍCÍ KLENBU CHODIDLA	11
2.6.1	<i>Svaly podporující mediální oblouk podélné klenby.....</i>	<i>11</i>
2.6.2	<i>Svaly snižující zakřivení mediálního oblouku.....</i>	<i>11</i>
2.6.3	<i>Svaly podporující laterální oblouk</i>	<i>12</i>
2.6.4	<i>Svaly snižující laterální oblouk.....</i>	<i>12</i>
2.7	FASCIE (POVÁZKY) CHODIDLA.....	12
2.8	SUBKUTÁNNÍ VAZIVOVĚ - TUKOVÁ VRSTVA.....	12
2.9	KLENBA CHODIDLA	13
2.10	DYNAMICKÁ FUNKCE NOHY PŘI CHŮZI	15
2.11	VADY CHODIDLA.....	15
2.11.1	<i>Plochá noha</i>	<i>15</i>
2.11.2	<i>Podélně plochá noha</i>	<i>16</i>
2.11.3	<i>Příčně plochá noha</i>	<i>17</i>
2.11.4	<i>Lukovitá noha.....</i>	<i>17</i>
2.11.5	<i>Vbočený palec.....</i>	<i>18</i>
2.11.6	<i>Vbočená noha</i>	<i>18</i>
2.12	KINEZILOGIE KLENBY CHODIDLA	18
2.13	PŘEHLED STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE OPTIMÁLNÍM ROZLOŽENÍM TLAKU	19
2.14	CHARAKTERISTIKA MĚŘICÍHO ZAŘÍZENÍ	21
2.15	POUŽITÉ VLOŽKY DO OBUVI	CHYBA! ZÁLOŽKA NENÍ DEFINOVÁNA. 23
2.16	FUNKCE SPECIÁLNÍCH VLOŽEK.....	23
2.17	FUNKČNOST VLOŽEK PŘI ČINNOSTECH, KDE SE ZATĚŽUJÍ DOLNÍ KONČETINY	24
3	METODIKA PRÁCE	25
3.1	VÝZKUMNÝ SOUBOR	25

3.2	POUŽITÉ METODY	25
3.3	SBĚR DAT	266
3.4	ANALÝZA DAT	26
4	CÍLE, HYPOTÉZY A ÚKOLY	28
4.1	CÍLE PRÁCE	28
4.2	HYPOTÉZY	28
4.3	ÚKOLY	28
5	VÝSLEDKY	29
6	DISKUZE	34
7	ZÁVĚR	36
8	PŘEHLED LITERATURY	377
9	SEZNAM OBRÁZKŮ	39
10	SEZNAM GRAFŮ	40
11	SEZNAM TABULEK	41

1 Úvod

Přesuny jsou jednou z činností, se kterou se voják během svého nasazení může setkat a jejich zvládnutí, jak po stránce fyzické, tak i taktické, mnohdy rozhoduje o úspěšném splnění daného úkolu. Existuje řada situací, kdy při přesunu přepravní prostředky nelze použít a přemístění musí proběhnout prostřednictvím pěšího přesunu, který je velice náročný na fyzickou připravenost vojáka. I proto jsou přesuny jednou ze součástí speciální tělesné přípravy v AČR. Během přesunů jsou kladeny vysoké nároky na připravenost vojáků v oblastech tělesné a psychické odolnosti a vytrvalosti. Jsou zde také kladeny vysoké nároky na vědomosti a dovednosti každého vojáka, které s danou tematikou souvisejí. Pěší přesuny mají řadu nevýhod, jako jsou například malá rychlost během samotného přesunu, nízká tonáž, menší palebná síla, značný nárůst únavy se stoupající délkou a intenzitou přesunu. Každý přesun je dán potřebou změny prostoru působení, tento fakt lze považovat za smysl přesunu a důvod, proč se jednotlivé součásti, se kterými se během přesunu můžeme setkat, cvičí.

Častým opakováním negativních podmětů během samotného přesunu, může dojít k přetížení chodidel v důsledku délky přesunů, váhy nesené zátěže, která vede k únavě svalů, podílejících se na správné funkci chodidla. Jestliže však dojde k přetížení svalů, může dojít ke vzniku dysbalancí a vzniku získaných vad chodidel, které mohou vést k bolestivým stavům, jež mohou vojáka vyřadit z činnosti.

V současné době se kvalitou obuvi a vložek do ní v resortu obrany nevěnuje dostatečná pozornost. Výstrojní součástky v této oblasti jsou už více než deset let staré a v blízké době se neplánuje jejich nahrazení za jiný model.

Cílem práce je popsat rozložení maximálních sil, které působí na chodidlo během přesunu při použití různých druhů vložek do obuvi. Dalším cílem je pomocí rešerše dostupných studií potvrdit předpoklad, že rozložení sil na celé chodidlo snižuje riziko přetěžování chodidel a následného vzniku získaných vad chodidel a popsat problematiku zatěžování chodidel při pěších přesunech, dále pak porovnat funkčnost různých druhů vložek do obuvi a jejich vliv na rozložení sil působícího na chodidlo během pěšího přesunu.

2 Teoretická východiska

2.1 Přesuny

Přesuny jsou významnou složkou speciální tělesné přípravy. Kladou vysoké specifické nároky na vytrvalost, tělesnou a psychickou odolnost. Existuje řada objektivních důvodů, které vedou k nutnosti během bojové činnosti provést pěší přesun. Správné provedení bojové činnosti je hlavním úkolem každého vojáka při přípravě pro nasazení do bojové činnosti. Správné provedení přesunu klade zvýšené nároky na vědomosti a dovednosti. Těmi jsou například ochrana organismu před vyčerpáním, dehydratací a důležitá je také znalost prevence před podchlazením nebo naopak přehřátím organismu. Během přesunu však může dojít i k jiným komplikacím a to komplikacím způsobeným v důsledku nesprávného, či nevhodného použití obuvi nebo vložek do obuvi. Všechny tyto důležité faktory se často podceňují a mohou vést k vyřazení vojáka z bojové činnosti. Proto by měl být kladen velký důraz během výcviku i na teoretické znalosti týkající se této problematiky, abychom se těmito komplikacím během přesunů vyhnuli. Důležitá je proto správná volba kvalitní obuvi, vložek do obuvi a ponožek.

V rámci AČR jsou přesuny děleny dle Normativního výnosu Ministerstva obrany č.12/2011 na pěší přesuny, přesuny na sněhu a ledu a přesuny na vodě a v bažinách.

Obsahem dlouhodobé přípravy pro pěší přesuny bývají cvičení pro rozvoj vytrvalostních schopností. Jedná se například o chůzi a běh terénem na různé vzdálenosti (bez nesené zátěže), přesuny s odlehčenou, popřípadě neúplnou výstrojí nebo přesuny s nesenou zátěží. V rámci přípravy při přesunech na sněhu a ledu jde především o nácvik pohybu na lyžích a sněžnicích, použití speciálních prostředků pro pohyb na sněhu a ledu. Důležité pro přesuny na vodě a v bažinách je ovládnutí různých druhů plavidel pomocí pádel, vesel, bidla a provizorních pomůcek a překonávání bažinatých úseků terénu.

Vlivem dlouhodobé přípravy při provádění pěších přesunů může docházet k přetížení pohybového aparátu. Volba obuvi, kterou může voják využít při přesunech je velice omezena a kvalita výstrojních součástek, zejména co se týče správné funkčnosti, je na nízké úrovni. Prodyšnost, tlumení nárazu, rozložení tlaku na chodidlo, pevnost a kvalita materiálu je na diskutabilní úrovni.

V samotném nasazení, které v současné době představuje zejména činnost v zahraničních misích, ale i během každodenního výcviku či při běžné denní činnosti, často dochází k nutnosti provádět pěší přesuny. Během takového přesunu roste význam tělesné připravenosti a dobrého zdravotního stavu vojáka. Vysoká „tonáž“, která bývá způsobena nutností nést s sebou veškerou výstroj a výzbroj, která obvykle váží desítky kilogramů, vysoce zvyšuje riziko únavy a přetížení organismu a pohybového aparátu.

Tlak, který je vytvářen během takového přesunu na chodidlo může způsobit přetížení svalů podporující klenbu chodidla. Toto přetížení může vést ke vzniku dysbalancí nebo získaných vad chodidel.

2.2 Anatomie klenby chodidla

Klenba chodidla je zcela závislá na třech složkách a to na kostech, svalech a vazech. Kosti, které klenbu tvoří, mají různý tvar a velikost. Podle velikosti a tvaru mají jednotlivé kosti také různé funkce. Vazy a svaly, které se vyskytují v oblasti klenby chodidla, se podílejí na jejím udržení hlavně při dynamickém zatížení. V následující části budu popisovat nejdůležitější části chodidla, které se podílejí na stavbě klenby a na její správné funkci.

2.3 Kostra nohy

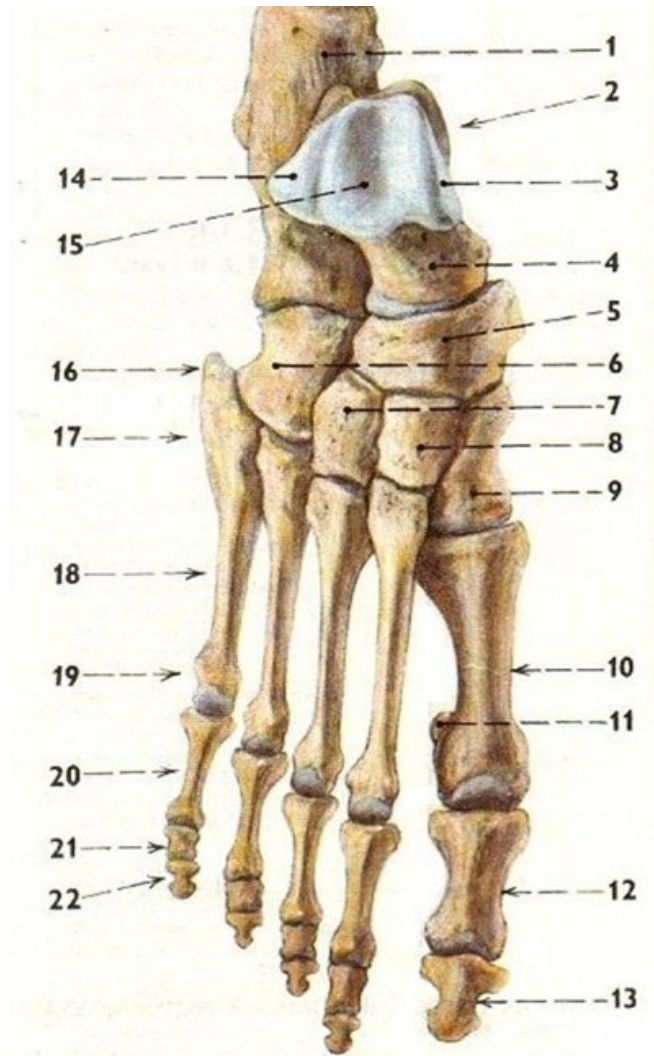
Pro správnou funkci chodidla je důležité postavení kostí, ze kterých se klenby chodidla skládají. Kostra nohy se skládá z kostí zánártních (ossa tarsi), kostí záprstních (ossa metatarsi) a z jednotlivých článků prstů (phalangeles).

Mezi kosti zánártní řadíme kost patní (calcaneus), kost hlezenní (talus), kost loďkovitou (os naviculare), kosti klínové (ossa cuneiformia) a kost krychlovou (os cuboideum). Kost patní (calcaneus) je nejmohutnější kostí nohy, která vybíhá v mohutný hrbol, na který se upíná Achillova šlacha. Podle některých studií má kost patní nést nejvyšší procento zatížení působícího na chodidlo. Je to dáno velikostí a mohutností této kosti. Dále sem patří kost hlezenní (talus). Tato kost je druhá největší v chodidle a dělí se na tři hlavní části, kterými jsou hlava, tělo a krček. Další kostí je kost loďkovitá (os naviculare), na jejíž tělo se připojují tři kůstky klínové (ossa cuneiformia). Tyto kosti se dělí na os cuneiforme mediale, intermedium a laterale. Distálně se pak kosti klínové spojují s jednotlivými metatarzy. Kost krychlová (os

cuboideum) se na proximální straně spojuje s kostí patní a na distální straně se spojuje s čtvrtým a pátým metatarzem.

Mezi kosti nártní (ossa metatarsalia) zařazujeme pět kostí, které se číslují od palcové strany a rozeznáváme na nich tělo a hlavičci.

Články prstů (phalanges) jsou podobné článkům prstů u ruky, jsou však podstatně kratší. Palec se jako jediný se skládá ze dvou článků, ostatní prsty mají články tři (viz obr. 1).

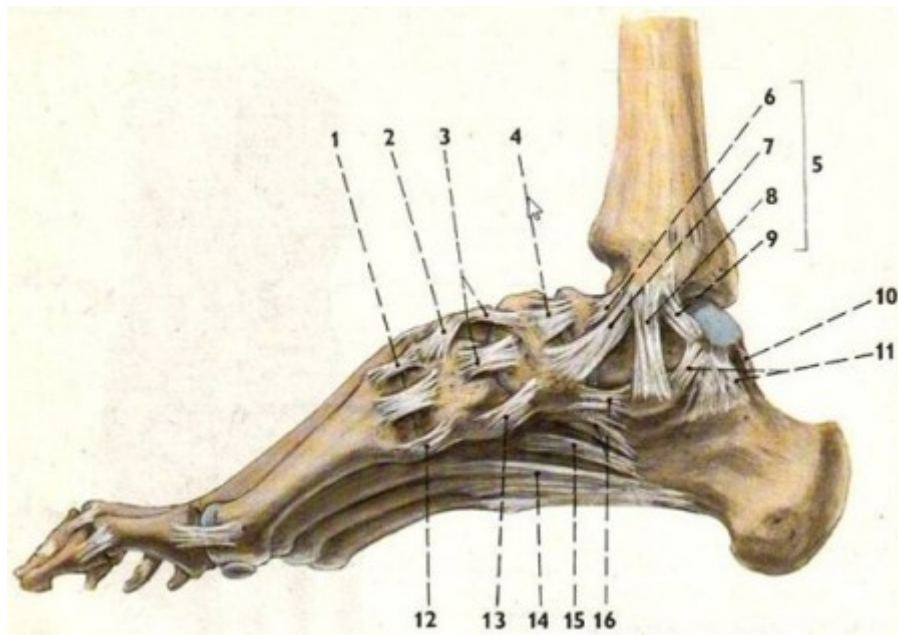


Obr. 1: Kostí pravé nohy (Čihák, 2001)

1 – calcaneus, 2 – talus, 3 - trochlea tali - facies malleolaris medialis, 4 - caput tali, 5 - os naviculare, 6 - os cuboideum, 7 - os cuneiforme laterale, 8 - os cuneiforme intermedium, 9 - os cuneiforme mediale, 10 - os metatarsale (primum), 11 - os sesamoideum (laterale) hallucis, 12 - phalanx proximalis (hallucis), 13 - phalanx distalis (hallucis), 14 - trochlea tali - facies malleolaris lateralis, 15 - trochlea tali - facies superior, 16 - tuberositas ossis metatarsalis quinti, 17 - basis ossis metatarsalis (quinti), 18 - corpus ossis metatarsalis (quinti), 19 - caput ossis metatarsalis (quinti), 20 - phalanx proximalis (digiti quinti pedis), 21 - phalanx media (digiti quinti pedis), 22 - phalanx distalis (digiti quinti pedis)

2.4 Vazy chodidla

Vazy jsou jednou z nejdůležitějších částí chodidla, které se podílejí na jeho správné funkci. Zvláště jsou to pak vazy vyskytující se na plantární straně chodidla, které se významně podílejí na udržování klenby. Nejvýznamnější z nich je ligamentum plantare longum. Dalšími důležitými vazy plantární strany chodidla jsou ligamentum calcaneonaviculare plantare a ligamentum calcaneocuboideum plantare (viz obr. č.2).



Obr. 2: Zesilující vazy kloubů nohy (<http://www.botyhanak.cz>)

1 - vaz ze skupiny ligamenta tarsometatarsalia dorsalia, 2 - vaz ze skupiny ligamenta intercuneiformia dorsalia, 3 - ligamenta cuneonavicularia dorsalia, 4 - ligamentum talonaviculare, 5 - vnitřní postranní vaz - ligamentum mediale (lig. deltoideum) hlezenního kloubu a jeho složky, 6 - pars tibiotalaris anterior, 7 - pars tibionavicularis, 8 - pars tibiocalcanearis, 9 - pars tibiotalaris posterior, 10 - ligamentum talocalcaneare laterale (zadní snopce), 11 - ligamentum talocalcaneare mediale, 12 - vaz ze skupiny ligamenta tarsometatarsalia plantaria, 13 - vaz ze skupiny ligamenta cuneonavicularia plantaria, 14 - ligamentum plantare longum, 15 - ligamentum calcaneocuboideum plantar, 16 - ligamentum calcaneonaviculare plantare

2.5 Svaly nohy

Svaly nohy jsou rozloženy na straně plantární, i na straně dorsální. Plantární skupina svalů se uplatňuje hlavně svým napětím, které podstatně přispívá k udržení nožní klenby, ale jejich pohybová funkce ustupuje do pozadí. Na udržení nožních kleneb se podílejí hlavně svaly na plosce nohy. Mezi tyto svaly řadíme svaly palcové, svaly malíkové a svaly chodidla.

2.5.1 Svaly palcové

Mezi svaly palcové řadíme musculus abductor hallucis, musculus adductor hallucis a musculus flexor hallucis brevis. Musculus abductor hallucis patří mezi poměrně silné svaly. Prochází podél vnitřního okraje chodidla a jeho hlavní funkcí je abdukce palce (odtažení palce od ostatních prstů) a podpora podélné klenby chodidla. Musculus adductor hallucis má dvě hlavy, které se posléze spojují a upínají na palec. Jeho funkcí je addukce palce k druhému prstu. Posledním ze svalů palcových je musculus flexor hallucis brevis. Patří mezi větší svaly chodidla, začíná u plantární plochy kostí klínových a poté se dělí na dvě části, které se společně upínají na musculus adduktor na palci. Jeho funkcí je flexe palce a udržování podélné klenby chodidla.

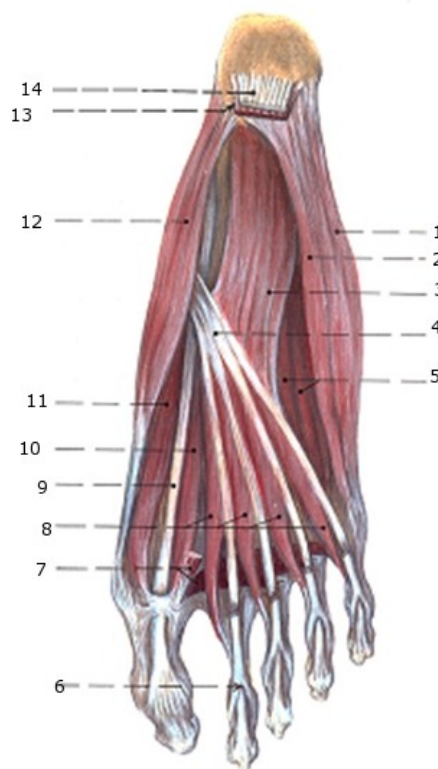
2.5.2 Svaly malíkové

Mezi svaly malíkové řadíme musculus abductor digiti minimi, musculus flexor digiti minimi brevis a musculus abductor digiti minimi. Musculus abductor digiti minimi prochází po laterální straně chodidla. Jeho funkcí je abdukce malíku od čtvrtého prstu. Druhým malíkovým svalem je musculus flexor digiti minimi brevis. Tento sval prochází také na laterální straně chodidla a upíná se společně s musculus abductor digiti minimi. Jeho funkcí je abdukce a flexe malíčku.

2.5.3 Svaly chodidla

Mezi svaly chodidla řadíme muscoli interosei pedis I-V, musculus flexor digitorum brevis, musculus quadratus plantae, musculus flexor digitorum longus a muscoli lumbricales pedis I-V (viz obr. č. 3). Muscoli interosei pedis I-V vyplňují

prostor mezi jednotlivými metatarzy. Mezi jejich hlavní funkce patří abdukce od osy procházející druhým prstem (rozevření prstů), flexe proximálních článků (v kloubu metatarzofalangovém), extenze interfalangeálních kloubů. Dále ke svalům chodidla řadíme musculus flexor digitorum brevis. Tento sval je umístěn ve středu chodidla. Začíná na calcaneu a poté se štěpí na čtyři cípy, které dále přecházejí ve čtyři šlachy upínající se na plantární stranu prostředních článků prstů. Svým tonusem přispívá více než ostatní svaly plantární k udržování nožní klenby. Dalším svalem je musculus quadratus plantae, který začíná na plantární ploše kosti patní a upíná se na musculus flexor digitorum longus. Funkce tohoto svalu je stejná s musculus digitorum longus. Posledními zástupci jsou muscoli lumbricales pedis I-V. Tyto svaly začínají od šlach musculus flexor digitorum longus a upínají se na aponeurózy (vazivové blány) tříčlankových prstů. Jejich hlavní funkcí je extenze tříčlankových prstů a flexe v proximálních částech ostatních prstů.



Obr. 3: Svaly nohy (Čihák, 2001)

1 - m. abductor digiti minimi, 2 - m. flexor digiti minimi brevis, 3 - m. quadratus plantae, 4 - šlachy m. flexor digitorum longus, 5 - mm. interossei, 6 - začátek plantární aponeurosy, 7- začátek m. flexor digitorum brevis, 8 - mm. lumbricales, I – IV, 9 - šlacha m. flexor hallucis longus, 10 - m. flexor hallucis brevis, caput laterale, 11 - m. flexor hallucis brevis, caput mediale, 12 - m. abductor hallucis, 13 - začátek m. flexor digitorum longus, 14 - začátek plantární aponeurosy

2.6 Svaly ovlivňující klenbu chodidla

Svaly chodidla mají různou funkci a různý vliv na její klenbu. Dělí se na dva hlavní druhy a to na svaly, které podporují nebo naopak snižují podélnou a příčnou klenbu.

2.6.1 Svaly podporující mediální oblouk podélné klenby

Mezi svaly podporující podélnou klenbu řadíme musculus tibialis posterior, musculus flexor hallucis longus, musculus flexor digitorum longus a musculus abductor hallucis. Musculus tibialis posterior táhne kost loďkovitou plantárně i proximálně pod hlavičku. Vlivem jeho stažení se mění postavení kosti loďkovité a pata je přitlačena k podložce. Úpon tohoto vazy je protkán plantárními vazy, díky tomu má sval vliv na postavení tří středních metatarzů. Musculus flexor hallucis longus působí společně s musculus flexor digitorum longus. Jejich funkcí je stabilizace talu a calcaneu. Šlacha tohoto svalu představuje v podstatě tětivu luku, která zvedá ventrální polovinu calcaneu, který přijímá síly přenášené talem. Poslední svalem podporujícím mediální oblouk podélné klenby je musculus abductor hallucis, který probíhá podél celého mediálního oblouku, tedy výrazně jej akcentuje přiblížením patní křivky. (Kapandji, 1987)

2.6.2 Svaly snižující zakřivení mediálního oblouku

Mezi svaly mající vliv na snížení mediálního oblouku řadíme musculus tibialis anterior, musculus extensor hallucis longus a musculus triceps surae. Musculus tibialis anterior bývá označován jako sval podporující mediální klenbu (Šmodrk, 1995), jiní autoři ho však považují za sval který mediální křivku oplošťuje. Podle Kapandjeho (1987) působí tento sval mimo vrchol oblouku a při své aktivitě podtrhává pilíř klenby. Podobně tento autor popisuje funkci svalu musculus extensor hallucis longus. Dalším svalem je musculus triceps surae, který zvedá patu zadního pilíře oblouku a způsobuje supinaci zánoží, čímž přispívá k poklesu klenby. (Vařeková, Vařeka, 2009)

2.6.3 Svaly podporující laterální oblouk

Mezi svaly podporující laterální oblouk řadíme musculus peroneus brevis a musculus peroneus longus, který zvedá ventrální (přední) část calcaneu, podobně jako musculus flexor hallucis longus na mediální straně.

2.6.4 Svaly snižující laterální oblouk

Mezi svaly, které snižují laterální oblouk, řadíme musculus peroneus tertius, musculus extensor digitorum longus a musculus triceps surae.

2.7 Fascie (povázky) chodidla

Fascie chodidla jsou uspořádány tak, že na hřbetu je tenká fascie dorsalis. Fascie dorsalis na zevním a vnitřním okraji přechází v plantární fascii, jejíž střed tvoří silná a tuhá hlava (aponeurosis plantaris) jdoucí od hrbole patního distálně (okrajově) k hlavicím metatarsů. Zde se štěpí na výběžky k jednotlivým prstům. V těchto místech se přes podélné snopce aponeurózy (tenké vazivové blány) kladou příčné snopce.

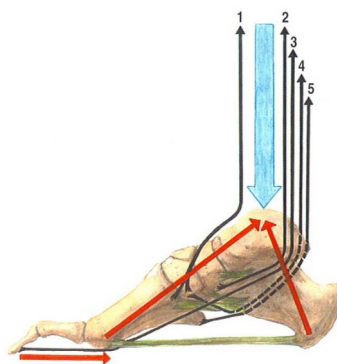
Od okrajů plantární aponeurózy (tenké vazivové blány) jdou do hloubky k metatarsům vazivová septa (přepážky), která rozdělují chodidlový prostor na tři části: palcový, střední a malíkový.

2.8 Subkutánní vazivově - tuková vrstva

Rozložení tlakových sil pod ploskou nohy se projevuje i ve stavbě měkkých tkání. Debruner (1985) odkazuje na dřívější práce Tietze (1921) a Blechsmidta (1934), kteří zdůraznili význam v oblasti pod hrbolem patní kosti na přenos sil. Na dobře vyvinutou subkutánní vrstvu pravoúhle nasedají silná spirálovitě uspořádané vazivové přepážky (septa) spojená se skeletem. Tato septa tvoří tlakové komory vyplněné tukovou tkání. Uvedená konstrukce zaručuje pevné a přitom elastické spojení mezi skeletem a podložkou. Při zatížení se tloušťka měkkých tkání pod hrbolem patní kosti redukuje na polovinu. Významně se uplatňují především pro tlumení nárazů během dopadu paty na začátku krokového cyklu. Obdobnou stavbu mají i měkké tkáně pod hlavičkami metatarsů, vrstva je ale slabší. (Aerts, De, Clerq & Ilsley, 1996)

2.9 Klenba chodidla

Kosti tvořící kostru nohy jsou vzájemně spojeny tak, že vzniká na mediální straně výklenek - klenba nožní, kterou dělíme na příčnou a podélnou. Proto je otisk bosé nohy na vnitřní straně vykrojen. Klenba podélná se skládá ze dvou paprsků, vnitřního a zevního. Vnitřní paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum a příslušné dva metatarsy. Proximálně se oba paprsky překrývají, talus se klade na calcaneus, proto je vnitřní paprsek oddálen od podložky. Distálně leží paprsky vedle sebe. Příčná klenba je nejvýraznější v místech bází metatarsů. Sklenuť nohy má za následek, že se noha neopírá o plošku celou plochou, ale jen ve třech místech: hrbolem kosti patní, hlavicí metatarzální kosti palce a hlavicí druhého nebo třetího metatarzu. Dotyk zevním okrajem nohy a hlavicemi ostatních metatarzů má podružný význam. Toto sklenuť je velmi důležité pro pružné odvíjení nohy při chůzi a chrání rovněž měkké části uložené v plosce nohy cévy a nervy. Klenba nožní je zabezpečena jednak tvarem (viz obr. č.4) a uspořádáním kostí, jednak vazy a svaly. Z vazů jsou to ty, které jsou uloženy na plosce nohy. Řadíme mezi ně ligamentum calcaneonaviculare plantare, ligamentum plantare longum a aponeurosis plantaris. Důležitější je však zajištění svalové, kde mají velký význam svaly plosky nohy. Většina z nich jde jako tětiva od proximálního konce k distálnímu konci sklenuť. U těchto svalů činnost pohybová ustupuje do pozadí, významné je však zvyšování nebo snižování napětí podle zatížení nohy. (Vařeková, Vařeka, 2009)



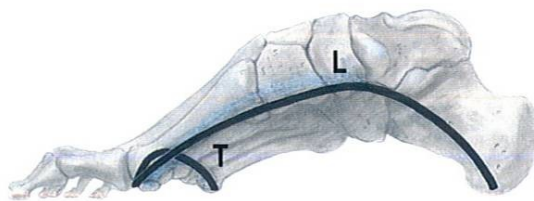
Obr. 4: Mechanismy udržující klenbu nohy (Čihák, 2001)

K udržení nožní klenby dále podstatně přispívá musculus tibialis posterior, který podchycuje ligamentum calcaneonaviculare plantare a tím hlavici talu. Toto místo je zároveň nejvyšším místem podélné klenby a zároveň místem nejchoulostivějším. Je-li vyřazen musculus tibialis posterior, ať už chorobou nebo únavou, klesá hlavice talu mezi calcaneus a os naviculare a dochází k subluxaci (neúplnému vymknutí kloubu).

Porušení rovnováhy mezi pronátory (způsobují rotaci směrem k podložce) a supinátory (způsobují rotaci od podložky) tento stav ještě zhoršuje, protože ligamentum calcaneonaviculare plantare je zvýšenou pronací více zatíženo. Tento vaz omezuje pronaci, ale nestačí delší dobu čelit tahu pronátorů. Pronace nohy, její abdukce i oploštění klenby nožní se stupňuje, pacient došlapuje na vnitřní okraj nohy a špičky nohou se rozebíhají. Pro snížení hlavice talu se vnitřní okraj nohy prodlužuje. Noha nemá dostatek místa v botě a dochází k vychýlení palce směrem k ose nohy. Toto vychýlení se stupňuje pozměněným tahem musculus flexoru hallucis longus. Tento sval - pro nové postavení palce - odpadá jako protiváha musculus extensoru hallucis longus. Proto se palec dostává do trvalé flexe. Vedle musculus tibialis posterioru pomáhá udržovat klenbu nožní i musculus tibialis anterior, který se upíná na bázi palcového metatarzu a na kosti klínové. Tuto činnost doplňuje musculus peroneus longus, který se připojuje na stejná místa ze zevní strany. Oba svaly vytvářejí jakýsi elastický třmen, který nadzdvihuje nožní klenbu. Podružnější význam pro udržení klenby nožní má musculus flexor digitorum longus a musculus flexor hallucis longus. Šlacha musculus peroneu longu kříží plosku nohy a přispívá tak k udržení příčné klenby nožní, přitom je jeho synergistou musculus adduktor hallucis.

Klenbu pomáhají udržovat i prsty, které brání prodloužení nohy při zatížení. První články prstů, jak již bylo uvedeno (s výjimkou palce), jsou ve slabé dorzální flexi a teprve koncovými články se opírají o podložku.

Při zatížení chodidla dochází k posunu jednotlivých jeho segmentů. Dochází k oploštění většiny části chodidla a všech jejích oblouků. Správná funkce podélné a příčné klenby je tedy závislá na správném postavení kostí a kloubů nohy, napětí vazů a správné funkci svalů.



Obr. 5: Klenba nožní (Čihák, 2001)

2.10 Dynamická funkce nohy při chůzi

Bipedální chůze je základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Chůze má tři hlavní části, mezi které řadíme zahájení, cykl a ukončení. Během chůze vykonává dolní končetina cyklické pohyby. Krokový cyklus se dělí na část oporovou a část švihovou. Oporová fáze začíná kontaktem paty období postupného zatěžování, které končí v okamžiku položení celé plosky. Poté následuje období střední opory, které končí okamžikem odlepením paty od podložky. Následuje aktivní odraz a poslední fáze pasivního odlepení.

2.11 Vady chodidla

Mezi vady chodidla patří poruchy podélné a příčné klenby, poruchy vzájemného postavení hlezenní a patní kosti a deformity prstů. Vady mohou být vrozené nebo získané. V následující části budou popsány nejvíce se vyskytující získané vady, které mohou vznikat u příslušníků AČR. Tyto vady často bývají důsledkem přetížení nebo špatné funkce obuvi, popřípadě vložek do ní. Mezi nejčastější získané vady patří poruchy příčné a podélné klenby, které vznikají hlavně v důsledku přetěžování oblasti za I. metatarzem.

2.11.1 Plochá noha

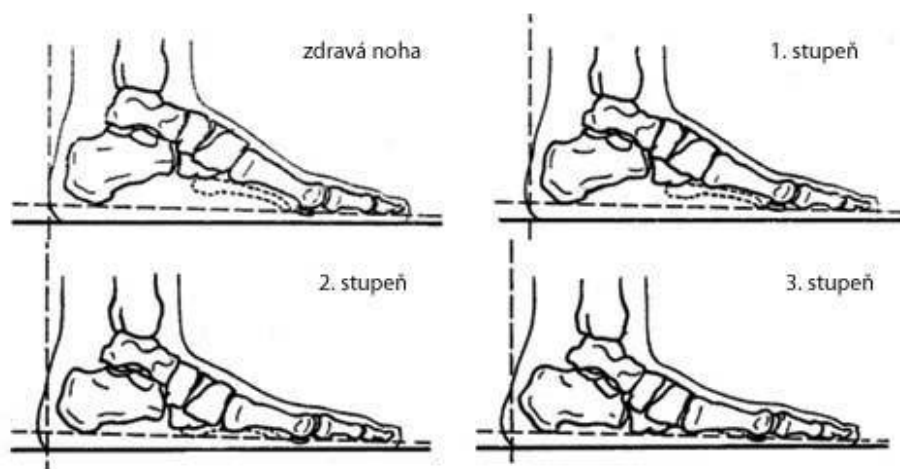
V odborné literatuře je obvykle zdůrazňovaný rozdíl, mezi získanou a vrozenou plochou nohou. Pojem plochá noha byl zaveden do praxe poprvé v roce 1845 a zároveň byla navržena první vhodná vložka, která měla pomoci při léčbě. Plochá noha se vyvíjí při nepoměru zátěže a schopnosti nohy zatížení snášet. Při zatížení se pružností klenby

prodlužuje chodidlo o 1,5 cm. Hlavními příčinami vzniku ploché nohy jsou dlouhodobé stání a zvýšená námaha chodidla. Důležitým faktorem je nošení nevhodné obuvi nebo přetížení nohou při obezitě. V roce 1888 Whitmen doplnil popis diagnózy pes vagus. Za hlavní faktor stabilizující vadu popsal svalovou aktivitu a slabou nohu považoval za důsledek svalového oslabení vedoucí k bolesti a přetížení dalších svalů na noze. V pozdějších letech se začaly používat další metody k léčbě, jako byly ortézování, podpatěnka, supinační klín nebo kombinovaná Whitman-Robertsova vložka.

2.11.2 Podélně plochá noha

Snížená podélná nožní klenba může být v dětství způsobena chabostí vazů, vyskytuje se u genetických vad a dětské mozkové obrny. V dospělosti vzniká u nohou dlouhodobým přetěžováním, hlavně stáním a chůzí. Projevuje se pocitem únavy v nohách narůstající během dne, bolestí v chodidle a v lýtkách. Plochou nohu dělíme na několik stupňů (viz obr. č. 6):

1. *stupeň* - k oploštění klenby dochází pouze při zatížení, jedná se o funkční plochá noha,
2. *stupeň* - oploštění trvá i na noze odlehčené, pasivně lze nohu vytvarovat do normálního tvaru,
3. *stupeň* - vnitřní okraj nohy je vyklenutý, klenbu nelze pasivně korigovat, tento stupeň bývá spojen s vbočením nohy, jde už o kombinovanou vadu pes planovalgus - plochá vbočená noha.



Obr. 6: Stupně poruch klenby chodidla

(<http://www.ortopedie-gudz.cz/>)

Každý pátý člověk stojí na pokleslých nohách s oploštěnou podélnou klenbou. Pravá plochá noha, při níž dochází k úplnému zřícení podélné klenby, se vyskytuje spíše zřídka. Klínové kosti, normálně umístěné na vrcholu klenby, klesají až dolů k zemi. U nohy se sníženou podélnou klenbou je „ pas nohy“ rozšířen, u ploché nohy je střední část nohy stejně široká jako přední část. K nejdůležitějším rizikovým faktorům patří chronické nesprávné zatěžování, dědičnost, nadváha, extrémní zatěžování.(Larsen, 2005)

2.11.3 Příčně plochá noha

Příčná klenba je na chodidle viditelná mezi hlavičkami první a páté záprstní kosti a zajišťuje tak optimální rozložení váhy na přednoží. Příčně plochá noha vzniká obvykle po 30. roce života, častěji u žen nošením bot s vysokými podpatky s úzkou špičkou, které způsobují přetěžování přednoží a brání funkci krátkých svalů nohy, které ochabují. Dalším rizikovým faktorem může být nadváha. Při zborcení příčné klenby se přední část nohy rozšíří, vytvoří se na ní otlaky a projevuje se bolestí. Vada bývá spojena s vbočením palce (hallux valgus) a často i se sníženou podélnou klenbou.

Příčná klenba přednoží je roztažená zploštělá. Tělesná hmotnost spočívá na několika opěrných kostěných bodech. Důsledkem je chronické přetížení tlakem a bolest. Rozsah bolesti přední části nohy ve všech věkových skupinách narůstá. Rizikovými faktory jsou dědičnost, nadváha, vychýlení osy nohy nebo nesprávná obuv. Otlaky na bříškách chodidla, rozšířené přednoží a skryté deformace prstů jsou typickým varovným signálem začínajících potíží s příčnou klenbou. (Larsen, 2005)

2.11.4 Lukovitá noha

Lukovitá noha neboli abnormálně zvýšená podélná nožní klenba je spojená se zkrácením měkkých tkání plosky chodidla. Prsty mohou zaujímat drápovité (flekční) postavení. Příčina může být neurologická nebo vzniknout po zánětlivých procesech v plosce nohy. V tomto případě bývá tato vada spojena s vybočením nohy. Vyskytuje se ale i u zdravých jedinců, kde je způsobena svalovou dysbalancí (nerovnováhou) krátkých a dlouhých svalů nohy. Tento případ bývá spojen s vbočením nohy. Nejmněší stupeň je tzv. vysoký nárt, nepůsobí větší potíže kromě výběru bot. (Vařeková, Vařeka, 2009)

2.11.5 Vbočený palec

Vbočený palec neboli vychýlení palce z osy směrem ke druhému prstu vzniká v důsledku ochabnutí vazivového a svalového aparátu, které vede i k poklesu podélné a příčné klenby. Tato vada je tedy vždy spojena s vadami klenby. Jako příčina se udává nevhodná špičatá obuv, která vychyluje palec z osy a omezuje svalovou činnost. Projevuje se bolestmi kloubu palce, zvláště při chůzi.

„Stabilní ukotvení palce představuje z hlediska evoluce slabé místo. Je-li toto nestabilní, vytváří se vbočený palec (hallux vagus). Postižení jsou především mladí lidé a lidé nad 50 let. U mladých je to způsobeno dědičností. U lidí starších je to v důsledku ztráty polštářku na chodidle v důsledku přetížení a artrózy.“ (Larsen, 2005)

2.11.6 Vbočená noha

Při vbočené noze je noha vbočená dovnitř. Příčinou je nesprávné postavení kostí hlezenní a patní. Hlezenní kost „padá“ k vnitřnímu okraji chodidla. Nejčastěji se vyskytuje u dětí. Do školního věku je tento nález normální, později už nikoliv.

Zdánlivě neškodná vbočená noha stojí většinou na začátku celého řetězce problémů. Při chůzi a běhu se zvyšuje naklonění osy chodidla. Toto naklonění má v základu rozsah pěti stupňů, avšak vychýlením ze správné polohy může dojít k naklonění až dvaceti stupňů. Následkem je pak akutní poranění a chronické přetížení kloubů, svalů a šlach. (Larsen, 2005)

2.12 Kineziologie klenby chodidla

Vazy a svaly zajišťují pružnost chůze a zmírňují nárazy při chůzi a doskoku. Nožní klenba při chůzi a při stožení též brání stlačování měkkých částí v chodidle (svaly a cévy). Správná funkce je zajišťována klenutím v příčném a podélném směru. Při stožení se chodidlo opírá o podložku hrbolem kosti patní, fibulárním okrajem chodidla, hlavičkami metatarzů a bříšky prstů. Obě nožní klenby mají svou důležitost. Jsou udržovány ve správné poloze mohutným vazivovým aparátem. Ovšem vazy sami by k udržení nožní klenby nestačily. Proto se vedle vazů na udržení správného klenutí nožní klenby zúčastňují i svaly. Jsou to zejména drobné svaly nožní, které při chůzi

slouží jako tětíva. Kromě nich jsou důležité i některé svaly bérce. Celá nožní klenba je překryta mohutnou vazivovou blánou - aponeurosis plantaris.

Jestliže z jakéhokoliv důvodu vzniká svalová porucha, pak se současně porušuje i správná funkce klenby - dojde k jejímu zborcení. V průběhu času pak dochází k deformitám a artrózám v nožních kloubech a nakonec k dekompenzacím. To je pak často příčinou bolestí v oblasti nohy.

Nejčastější příčinou bolestí v oblasti nohy je právě plochá noha. Tímto termínem je označena snížená až vymizená podélná nebo příčná klenba. Při podélném zborcení nožní klenby dochází ke snížení a vymizení tibiálního klenutí nohy a k zevnímu vyklenutí paty (valgozitě). Příčně plochá noha vzniká oslabením svalstva, takže celá váha přední části nohy spočívá na hlavičkách metatarzů. Prsty v interfalangálních kloubech jsou ve frakčním postavení a palce v postavení valgózním. Někdy dochází až k subluxaci prstů dolní končetiny. Noha je rozšířená v přední části a v příčném průměru. Hlavičky metatarzů vyčnívají do oblasti plosky nohy. Na plosce nohy vznikají otlačeniny, zejména pod hlavičkou 3. metatarzu. Tyto otlačeniny jsou velice bolestivé. Funkčně je takovéto postavení velmi nevyhovující a urychluje se tím vývin artrotických změn, hlavně v základním kloubu palce.

Při oslabení napětí svalů nožní klenby se současně mění, byť ne tolik, vzájemné postavení kůstek nohy, ale z funkčního pohledu je to významné. Významné jsou totiž drobné posunlivé pohyby mezi jednotlivými kůstkami při zatížení a odvíjení planty od podložky. (Vařeková, Vařeka, 2009)

2.13 Přehled studií zabývajících se optimálním rozložením tlaku

Rešerší dostupných studií zabývajících se problematikou správného rozložení tlaku, který působí na chodidlo při kontaktu s podložkou v jednooporovém postavení, bylo nalezeno několik různých názorů, jak by toto rozložení mělo vypadat. V základním, již starším tripodiím modelu, je rozložení tlaku do tří hlavních směrů k opěrným plochám chodidla. Dle Kapandjiho (1987) působí na trochleu talu zatížení dané hmotností a dynamickými silami. Toto zatížení je rozloženo do tří směrů k hlavním opěrným plochám nohy:

- a) antromediálně přes krček talu k hlavičce I. metatarzu (33,3% zatížení),

- b) antrolaterálně přes hlavici talu a sustentaculum tali k hlavičce V. metatarzu (16,6% zatížení),
- c) dozadu přes tělo talu a subtalární kloub na calcaneus (50% zatížení).

Podle Sobotky (1996) okolí patního oporného bodu přebírá asi 50% zatížení (je to dáno mohutnou kostní strukturou), okolí předního mediálního oporného bodu 30% a okolí předního laterálního oporného bodu asi 16% zatížení. Eis (1976) naopak hovoří o třípětinovém zatížení na patním vrcholu a dvoupětinovém zatížení na přednoží. Na rozložení tlaku ve stoji má velký vliv podkožní vazivově tuková vrstva. Výše uvedený tripodní model nohy byl v posledních desetiletích opakovaně některými autory zpochybněn. Podle studie prováděné Cavanaghem, Rodgersem a Ibioshim (1987) nese pata 60%, středonoží 8%, a přednoží 8%, prsty se podílejí jen minimálně. Do určité míry lze ale říci, že s určitou modifikací lze považovat tripodní model i nadále za platný, což ve svém měření pomocí tlakové plošiny footscan potvrzuje i Vařeka (2003).

Podle Ledoux a Hillstroma (2006) by měla většinu zátěže při normálním zatížení chodidla nést kostní a vazivová část chodidla, ale při zvýšené námaze tvoří svalová složka rezervu, která napomáhá udržovat klenbu chodidla. Klinické zkušenosti ukazují, že bez aktivního svalového zajištění se obě klenby bortí a vzniká některý typ ploché nohy. Největší zatížení u pes planus připadá na oblast pod palcem.

„Každá dysfunkce klenby je následována přetížením určitých oblastí nohy, což je rizikový faktor pro vznik poranění v této oblasti.“ (Williams, 2006). Podle Jacoba (2006) je také nezátěžovanější strukturou přednoží a hlavička I. metatarzu.

V armádním prostředí během výcviku, jak při vševojskové, tak i v tělesné přípravě může docházet k hraniční, ale i nadhraniční zátěži pohybového aparátu. Následkem pak mohou být i bolesti v oblasti chodidla a vznik otlaků, které můžeme považovat za první varovný signál při přetížení chodidel. Dlouhodobé přetěžování chodidel bývá hlavní příčinou vzniku získaných vad chodidel. Přetížení chodidel může být následkem používání špatné obuvi a vložek do ní. Jedním z možných řešení je použití ortopedických nebo jiných speciálních vložek.

2.14 Charakteristika měřícího zařízení

Pedar-X je systém umožňující snímat tlak z chodidla během zatížení nohy. Zařízení je tedy schopno s frekvencí 50 Hz detekovat a vyhodnocovat tlakové změny mezi chodidlem a podložkou v průběhu oporové fáze chůze nebo běhu. Pomocí tohoto systému lze zaznamenat a vyobrazit distribuci tlaku chodidla na podložku a jiné časoprostorové charakteristiky při zatížení nohy. Dále je možné vyhodnocovat změny těchto charakteristik v průběhu oporové fáze pohybové aktivity.

Systém je tvořen dvěma elastickými tlakoměrnými stélkami, záznamovým zařízením se zabudovaným bluetooth systémem, paměťovou jednotkou a softwarem ke zpracování a vyhodnocení dat. Stélky, které se umísťují do obuvi, pokrývají celou nášlapnou plochu chodidla. Plocha každé stélky je rozdělena na 99 políček, ve kterých jsou umístěny tlakové senzory měřící aktuální tlak.

Obě stélky jsou kabelově propojeny se záznamovým zařízením, jež je pomocí pásu připevněno k pasu vyšetřovaného. Pedar-X systém může být propojen s počítačem pomocí optického USB kabelu. Jeho mobilní využití umožňuje schopnost zařízení komunikovat se stolním nebo přenosným počítačem prostřednictvím bluetooth signálu. Dále obsahuje vnitřní paměťovou jednotku s kapacitou 32 MB k uchování dat, která mohou být později stažena do počítače. Kapacita vnitřní paměti umožňuje při frekvenci snímání 50 Hz uchovat množství dat odpovídající přibližně 1 hodině souvislé pohybové aktivity.



Obr. 7: Pedar-X systém
(www.novel.de)

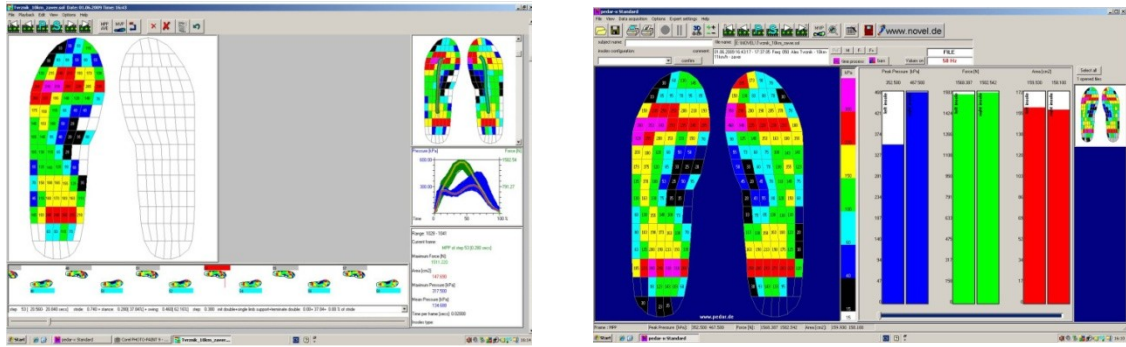
Zařízení pro uchování a přenos dat je kabelově spojeno s tlakoměrnými stélkami a připevněno k pasu vyšetřované osoby (viz obr. č. 7).

Při experimentu byl pro zpracování a vyhodnocení detekovaných dat použit software Pedar-X Standard, verze 19.3.30, který obsahuje mnoho funkcí pro rychlé shromáždění, vyhodnocení a prezentaci dat zaznamenaných tenzometrickým systémem (viz. obrázek č. 8). Mimo jiné umožňuje prohlížení a spouštění pořízeného záznamu v reálném čase nebo sledovat detailní průběh kteréhokoli kroku od zobrazení místa prvního kontaktu nohy s podložkou až po zobrazení místa posledního kontaktu. Pro podrobnější analýzu je plocha chodila (stélky) rozdělena na 7 segmentů: mediální část paty, laterální část paty, střed chodidla, mediální nárt, laterální nárt, palec a ostatní prsty. Software pak umožňuje vyhodnocovat všechny měřené parametry jak pro každý segment zvlášť, tak celkově. Rovněž umožňuje sledovat detekovaná data bezprostředně na obrazovce počítače nebo je pomocí databázového modulu Novel database essential komplexně zpracovávat a vyhodnocovat. (Gerych, 2009)

Podle Gerycha (2009) umožňuje Pedar-X systém zaznamenat, vyhodnotit a zobrazit následující charakteristiky:

- online zobrazení tlaku ve 2D nebo 3D
- vyobrazení maximálního tlaku ve 2D nebo 3D
- izobarické zobrazení tlaku
- číselné zobrazení tlaku
- animace jednotlivých částí oporové fáze
- výběr kteréhokoliv kroku nebo libovolného počtu kroků
- časová analýza kroků (doba trvání oporové a letové fáze)
- zobrazení centra tlaku a jeho dynamiky
- zobrazení kontaktní plochy
- zobrazení maximální síly (maximální tlak/kontaktní plocha)
- zobrazení maximálního tlaku, síly a kontaktní plochy v závislosti na čase
- zařízení rovněž umožňuje synchronizaci s jinými systémy, jako např. EMG nebo, různými kamerovými systémy pro analýzu chůze či běhu

Obr. 8: Zobrazení pomocí programu Pedar-X Standard
(www.novel.de)



(A) Zobrazení maximálního tlaku, síly a kontaktní plochy, chodidla levé a pravé nohy pro zvolený úsek měření pomocí softwaru Pedar-X Standard.

(B) Zobrazení distribuce tlaku levé nohy u zvoleného kroku, doplněné o zobrazení centra tlaku a křivky závislosti síly a tlaku na čase.

2.15 Použité vložky do obuvi

Pro měření byly použity dva druhy vložek do obuvi. Jako první byla použita běžná vložka do obuvi, dodávaná jako výstrojní součást obuvi vzor 2000. Druhou testovanou vložkou byla speciální vložka Formthotics, která byla tepelně vytvarována.

Pro měření byla použita vložka Formthotics - typ Shock Stop. Tato vložka je tvořena dvěma různými vrstvami. První vrstvu tvoří pevná hmota. Naproti tomu druhou horní vrstvu tvoří hmota, která má 5x větší absorpci nárazů.

2.16 Funkce speciálních vložek

Ortopedické a jiné speciální vložky do obuvi napomáhají řešit spoustu problémů a prakticky řeší potíže pohybového aparátu, jako jsou například bolesti nohou při zvýšené námaze, problémy s příčnou a podélnou klenbou, Achillovou šlachou, ostruhami, deformitami prstů, mozoly a puchýři, bolesti bérce a lýtka, potíže s kolenním kloubem (např. instabilita, artróza, degenerace chrupavky, vazů nebo menisků).

Většina dostupných používaných vložek do obuvi bývá plochá a neodpovídají tvaru nohy. Speciální vložky zhotovené na míru, zabezpečují kontrolu, pohodlí a jistotu potřebnou ke zvyšování výkonů, slouží i jako prevence přetěžování chodidel. Na vývoji těchto vložek se podílejí i specialisté z oblasti sportovní medicíny.

Požadované dlouhodobé funkce vložek do obuvi:

- dlouhodobé pohodlí,
- snížení únavy nohy a svalů,
- zvýšené tlumení otřesů,
- zlepšení kontroly pohybu,
- snížení rizika sportovních úrazů,
- zrychlení regenerace svalů nohy a dolní končetiny po zatížení.

Bus a spol. (2004) uvádějí, že speciálně tvarované vložky s vyztuženou příčnou i podélnou klenbou jsou mnohem efektivnější v odlehčení hlavičky I. metatarzu a stejně tak i v oblasti paty.

Jestliže vložky splňují výše uvedené funkce, dá se s jistotou říci, že voják používající tyto speciální pomůcky může být více zatěžován, aniž by zde bylo vysoké riziko vzniku získaných vad chodidel. Bude rychleji a lépe regenerovat, díky lepší stabilitě je zde menší riziko úrazu.

Při zatížení chodidla dochází k posunu jednotlivých jeho segmentů. Dochází k oploštění většiny části chodidla a všech jejích oblouků. Správná funkce podélné a příčné klenby je tedy závislá na správném postavení kostí a kloubů nohy, napětí vazů a správné funkci svalů.

2.17 Funkčnost vložek při činnostech, kde se zatěžují dolní končetiny

Vložky působí jako dobré tlumiče při nárazech, změnách směru pohybu či submaximální zátěži svalů a šlach. Působí preventivně nebo dokonce zabraňují vzniku sportovních úrazů a potíží z přetížení. Ideálním vedením nohy v ose zabezpečují časově optimální zapínání jednotlivých svalů pohybového aparátu a optimalizují tak chůzi a běh. Přesně kopírují anatomickou stavbu nohy, proto dochází k lepšímu odrazu.

3 Metodika práce

3.1 Výzkumný soubor

Výzkumným souborem bylo 19 příslušníků AČR. Jednotliví probandi byli vybráni náhodně u různých vojenských útvarů AČR.

3.2 Použité metody

V bakalářské práci bylo využito metod popisné analýzy, komparace, měření a statistické metody. Popisná analýza byla využita ke sběru informací o dané problematice a vychází z poznatků získaných studiem literatury a jiných zdrojů. Komparace byla použita při porovnání výsledků s výsledky studií zabývajících se problematikou získaných vad chodidel. Měření bylo využito pro získání hodnot maximální síly působícího na chodidlo a změny celkové kontaktní plochy chodidla s vložkou do obuvi. Ze statistických metod byl využit výpočet výběrové směrodatné odchylky, průměru a Cohenova koeficientu. Směrodatná odchylka byla použita pro výpočet kvadratického průměru odchylek naměřených hodnot od jejich aritmetického průměru. Jde o výpočet chyby, která vzniká při měření. Dále byla směrodatná odchylka použita pro výpočet vážené směrodatné odchylky obou měření. Následně pak byla vážená směrodatná odchylka použita pro výpočet Cohenova koeficientu. Průměru bylo využito pro výpočet celkového průměru mezi hodnotami celkové kontaktní plochy. Rozdíl hodnot byl následně použit pro výpočet Cohenova koeficientu. Cohenův koeficient byl použit při hodnocení velikosti účinku v testu o dvou výběrových odhadech. Výsledná hodnota standardizuje rozdíly mezi dvěma skupinami pomocí směrodatné odchylky a je nezávislá na rozsahu výběru. Výsledná hodnota tedy standardizuje rozdíly mezi naměřenými hodnotami. V našem případě mezi měřeními celkové kontaktní plochy a maximální síly působící na chodidlo.

3.3 Sběr dat

Pro získání potřebných dat byl použit systém Pedar-X. Měření bylo provedeno na běhátku od společnosti Pulsar (typ Cosmos) a spočívalo v chůzi rychlostí 5km/h při použití dvou různých vložek do obuvi. První z porovnávaných vložek do obuvi byla vložka, která je běžnou výstrojní součástí, druhou byla speciálně tvarovaná vložka.

3.4 Analýza dat

Všechny naměřené hodnoty byly zpracovány v programu Pedar-X Standard. K porovnání výsledků bylo využito Cohenova koeficientu. Hodnota Cohenova koeficientu byla vypočtena jako podíl rozdílu celkových kontaktních ploch při použití dvou vybraných vložek do obuvi a vážené směrodatné odchylky. Cohenův koeficient lze vyjádřit vzorcem:

$$d = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s} ,$$

kde d je Cohenův koeficient používaný pro hodnocení účinku v testech o dvou výběrových odhadech průměru; hodnoty \bar{x}_1, \bar{x}_2 udávají aritmetický průměr naměřených hodnota, s je vážený odhad směrodatné odchylky, jež charakterizuje variabilitu měření v experimentální a kontrolní skupině, spočítaná jako vážený součet směrodatných odchylek. Sdruženou směrodatnou odchylku lze vyjádřit vzorcem:

$$s = \sqrt{\frac{(n_1 - 1) \cdot s_1^2 + (n_2 - 1) \cdot s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} ,$$

kde n_1 a n_2 jsou počty hodnot ve výběrových skupinách, a hodnoty s_1 a s_2 udávají vážené směrodatné odchylky naměřených hodnot jednotlivých skupin.

Zhodnocení velikosti účinku je provedeno pomocí konvečně daných limitů pro hodnotu Cohenova koeficientu d (viz tabulka č. 1). Jestliže je $d > 0,8$, efekt je velký, pro hodnoty d v intervalu 0,5 – 0,8 je efekt střední a pro hodnoty nižší než 0,2 označujeme efekt za malý.

Tabulka č 1: Interpretace velikosti účinku na základě Cohenova koeficientu d .

Velikost d	0,0	0,2	0,5	0,8	1,0	1,2	1,6	2,0
Podíl hodnot (v %) ve skupině 2, které jsou nižší než průměr skupiny 1	50	58	69	79	84	88	95	98

Směrodatná odchylka odhadu d byla využita pro výpočet dolní a horní meze a lze ji vyjádřit vzorcem

$$s_{|d|} = \sqrt{\frac{n_1 + n_2}{n_1 \cdot n_2} + \frac{d^2}{2 \cdot (n_1 + n_2)}}$$

kde n_1 a n_2 jsou počty hodnot ve výběrových skupinách a d je hodnota Cohenova koeficientu.

Pomocí intervalu spolehlivosti odhadu d lze stanovit horní a dolní mez, jejichž interval stanovuje, zda je výsledek statisticky signifikantní. V případě, že interval obsahuje nulu, efekt účinku není statisticky signifikantní. Jestliže interval spolehlivosti neobsahuje nulu, je efekt účinku statisticky signifikantní. Dolní mez je vypočtena dle vzorce $d - 1,96 \times s_{(d)}$, horní mez je vypočtena dle vzorce $d + 1,96 \times s_{(d)}$.

Aritmetický průměr byl použit pro výpočet průměru celkové kontaktní plochy mezi chodidlem a vybranými vložkami do obuvi a průměru celkové maximální síly působící na chodidlo během krokového cyklu. Lze ho vyjádřit obecným vzorcem:

$$\bar{x} = \frac{\sum_i \cdot x_i}{n}$$

4 Cíle, hypotézy a úkoly

4.1 Cíle práce

Cílem bakalářské práce je porovnat vliv dvou vybraných vložek do obuvi na deformace klenby chodidla. První z porovnávaných vložek do obuvi je vložka, která je běžnou výstrojní součástí, druhou je speciálně tvarovaná vložka.

4.2 Hypotézy

- 1) Vlivem použití speciálně tvarovaných vložek do obuvi dojde ke zvětšení kontaktní plochy, což vede k rovnoměrnějšímu rozložení působících sil na chodidlo a tím ke snížení rizika vzniku deformací chodidla.
- 2) Vlivem použití speciálně tvarovaných vložek do obuvi dojde při rychlosti 5km/h ke snížení maximální síly působících na chodidlo při přesunech, což vede ke snížení rizika vzniku deformací chodidla.

4.3 Úkoly

1. Rešerše studií zaměřených na problematiku získaných vad chodidel v důsledku přetěžování.
2. Porovnání změn celkové kontaktní plochy chodidla při použití vložky do obuvi, která je běžnou výstrojní součástí a speciálně tvarované vložky do obuvi.
3. Porovnání maximálních sil působících na chodidlo při použití vložky do obuvi, která je běžnou výstrojní součástí a speciálně tvarované vložky do obuvi.
4. Vyhodnocení vlivu použití speciálně tvarované vložky při zatížení chodidla.

5 Výsledky

Ve všech devatenácti naměřených hodnotách u levého chodidla došlo ke zvýšení kontaktní plochy chodidla s vložkou při použití speciálně tvarované vložky a to v průměru o 10,11% (viz tabulka č. 2). U pravého chodidla došlo ke zvýšení kontaktní plochy chodidla s vložkou při použití speciálně tvarované vložky v osmnácti případech z devatenácti s celkovým průměrem zvětšení kontaktní plochy o 12,31% (viz tabulka č. 2). Tyto výsledky ukazují na zvýšení kontaktní plochy v oblasti příčné a podélné klenby při použití speciálně tvarované vložky.

Ke zjištění velikosti účinku byl využit výpočet Cohenova koeficientu, jehož výsledná hodnota standardizuje rozdíly mezi dvěma skupinami pomocí sdružené směrodatné odchylky a je nezávislá na rozsahu výběru. Na základě naměřených hodnot (viz tabulka č. 2) byl u celkové kontaktní plochy pro levé chodidlo vypočítán Cohenův koeficient $d = 1,34$. Na základě interpretace velikosti účinku Cohenova koeficientu (viz tabulka č. 1) byl zjištěn podíl hodnot u speciální tvarované vložky přes 88%. Dle konvenčně daných limitů pro hodnotu Cohenova koeficientu byl u levého chodidla zjištěn velký efekt ($d > 0,8$) ve změně kontaktní plochy působící na chodidlo při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. Interval spolehlivosti je v rozmezí 0,63 (dolní mez) až 2,05 (horní mez). Vzhledem k tomu, že interval spolehlivosti neobsahuje nulu, je efekt účinku statisticky signifikantní.

Na základě naměřených hodnot (viz tabulka č. 2) byl u celkové kontaktní plochy pro pravé chodidlo vypočítán Cohenův koeficient $d = 1,60$. Na základě interpretace velikosti účinku Cohenova koeficientu (viz tabulka č. 1) byl zjištěn podíl hodnot u speciální tvarované vložky přes 95%. Dle konvenčně daných limitů pro hodnotu Cohenova koeficientu byl u pravého chodidla zjištěn velký efekt ($d > 0,8$) ve změně kontaktní plochy působící na chodidlo při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. Interval spolehlivosti je v rozmezí 0,87 (dolní mez) až 2,33 (horní mez). Vzhledem k tomu, že interval spolehlivosti neobsahuje nulu, je efekt účinku statisticky signifikantní.

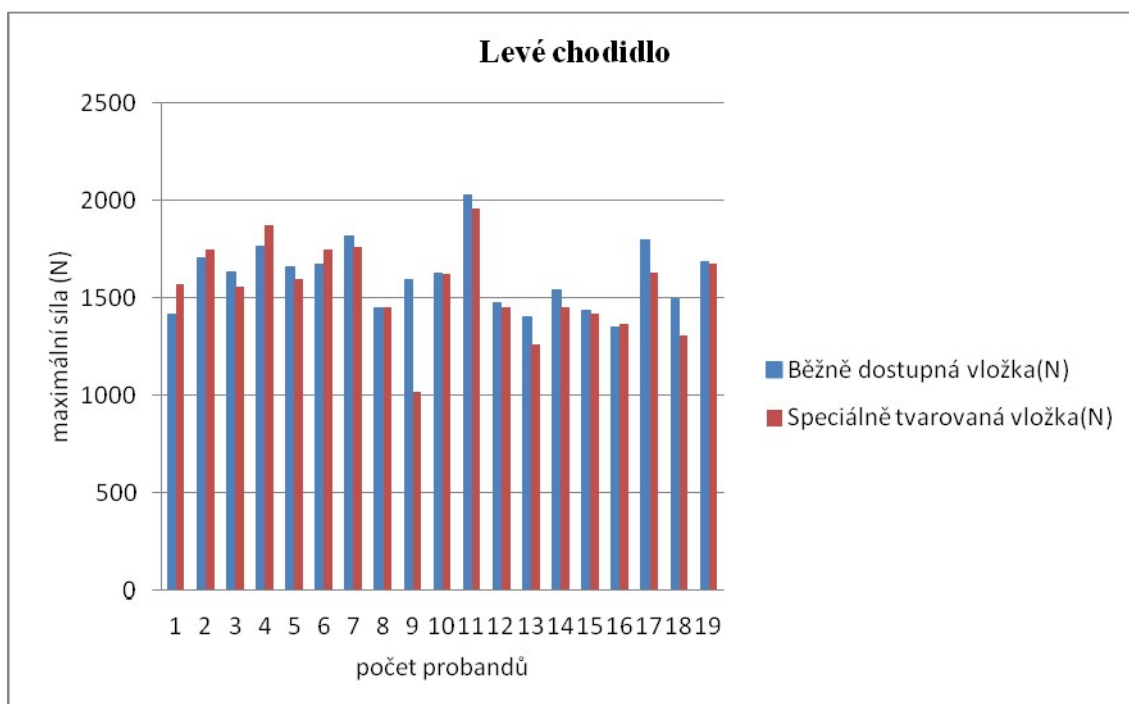
Z naměřených hodnot maximální síly působící na chodidlo byly výsledky při použití speciální tvarované vložky rozdílné. Na levém chodidle došlo k celkovému snížení maximální síly působící během chůze u třinácti testovaných probandů (viz graf č. 1), což představuje 68%. K mírnému zvýšení maximální síly došlo u šesti sledovaných jedinců. U pravého chodidla při použití speciální tvarované vložky došlo

ke snížení celkové maximální síly působící na chodidlo u jedenácti jedinců (58%), u osmi jedinců došlo k mírnému zvýšení působící celkové maximální síly (viz graf č. 2).

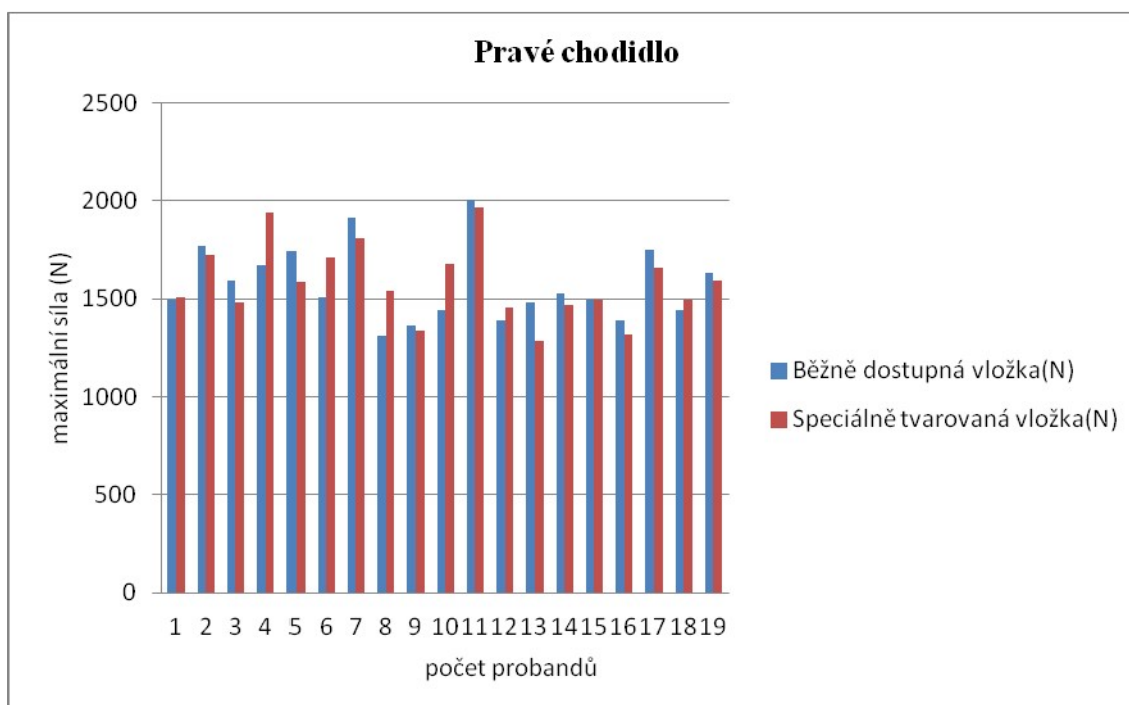
Na základě naměřených hodnot (viz tabulka č. 3) byl u celkové maximální síly pro levé chodidlo vypočítán Cohenův koeficient $d = 0,28$. Na základě interpretace velikosti účinku Cohena koeficientu (viz tabulka č. 1) byl zjištěn podíl hodnot u speciálně tvarované vložky přes 58%. Dle konvenčně daných limitů pro hodnotu Cohena koeficientu byl zjištěn střední efekt ($d > 0,2$) u levého chodidla ve změně celkové maximální síly působící na chodidlo při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. Interval spolehlivosti je v rozmezí -0,63 (dolní mez) až 0,93 (horní mez). Vzhledem k tomu, že interval spolehlivosti obsahuje nulu, není efekt účinku statisticky signifikantní.

Na základě naměřených hodnot (viz tabulka č. 3) byl u celkové maximální síly pro pravé chodidlo vypočítán Cohenův koeficient $d = -0,36$. Dle konvenčně daných limitů pro hodnotu Cohena koeficientu byl zjištěn záporný efekt u pravého chodidla ve změně celkové maximální síly působící na chodidlo při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. Interval spolehlivosti je v rozmezí -0,58 (dolní mez) až -0,12 (horní mez). Vzhledem k tomu, že interval spolehlivosti neobsahuje nulu, je efekt účinku statisticky signifikantní.

Graf č. 1: Porovnání změn celkové maximální síly působící na levé chodidlo



Graf č. 2: Porovnání změn celkové maximální síly působící na pravé chodidlo



Tabulka č. 2: Naměřené hodnoty celkové kontaktní plochy

	LEVÉ CHODIDLO			PRAVÉ CHODIDLO		
	Obuv s běžnou vložkou do obuvi (cm ²)	Obuv se speciálně tvarovanou vložkou (cm ²)	Změna kontaktní plochy (%)	Obuv s běžnou vložkou do obuvi	Obuv se speciálně tvarovanou vložkou	Změna kontaktní plochy v %
Proband 1	145,66	158,35	8,01	138,98	152,67	9,85
Proband 2	138,08	149,78	7,81	157,04	183,31	16,73
Proband 3	151,51	176,17	14,00	146,99	165,22	12,40
Proband 4	146,24	162,44	9,97	181,7	191,05	5,15
Proband 5	174,82	191,06	8,45	141,82	164,07	15,69
Proband 6	143,98	160,2	10,12	149,36	183,36	22,76
Proband 7	148	178,24	16,97	162,38	183,02	12,71
Proband 8	154,35	177,41	13,00	169,84	177,05	4,25
Proband 9	166,3	176,19	5,61	155,1	182,44	17,62
Proband 10	161,6	171,94	6,01	158,68	186,41	13,47
Proband 11	112,05	177,24	36,78	165,05	186,69	13,11
Proband 12	164,31	165,67	0,82	170,12	165,55	-2,68
Proband 13	162,38	177,83	8,69	150,65	166,39	10,44
Proband 14	164,68	165,97	0,59	169,11	185,77	9,85
Proband 15	174,36	186,19	6,35	150,96	175,99	16,58
Proband 16	154,23	172,8	10,75	175,56	188,54	7,39
Proband 17	176,7	187,93	5,98	163,87	189,8	15,82
Proband 18	158,85	174,92	9,19	140,88	180,81	28,34
Proband 19	146,67	168,53	12,97	181,89	190,01	4,46
x	154,99	172,57	10,11	159,47	178,85	12,31
s ₁	---	10,50	---	---	10,96	---
s ₂	15,29	---	---	13,21	---	---
S	13,11		---	12,14		---
D	1,34		---	1,6		---
s _[d]	0,36		---	0,37		---
dolní mez	0,63		---	0,87		---
horní mez	2,05		---	2,33		---

Tabulka č. 3: Naměřené hodnoty maximální působící síly na chodidlo

	LEVÉ CHODIDLO			PRAVÉ CHODIDLO		
	Obuv s běžnou vložkou do obuvi (N)	Obuv se speciálně tvarovanou vložkou (N)	Změna kontaktní plochy (%)	Obuv s běžnou vložkou do obuvi (N)	Obuv se speciálně tvarovanou vložkou (N)	Změna kontaktní plochy (%)
Proband 1	1415,2	1568,1	-9,75	1493,3	1511,4	-1,2
Proband 2	1703,4	1744,9	-2,38	1769,4	1726,7	2,41
Proband 3	1633,3	1555,6	4,99	1593,9	1484,4	6,87
Proband 4	1767,2	1871,5	-5,57	1672,1	1942,4	-13,92
Proband 5	1660,3	1595,1	4,09	1746,1	1586,9	9,12
Proband 6	1669,1	1749,3	-4,58	1509,2	1709,2	-11,7
Proband 7	1818,4	1757,8	3,45	1916,3	1808,6	5,62
Proband 8	1449,4	1452,6	-0,22	1312,1	1542,1	-14,91
Proband 9	1590,3	1018	35,99	1360,9	1336,1	1,82
Proband 10	1623,6	1619,9	0,23	1443,4	1681,5	-14,16
Proband 11	2027,6	1958,2	3,42	2008,1	1966,4	2,08
Proband 12	1475,8	1452,6	1,57	1390,2	1452,8	-4,31
Proband 13	1400,2	1261,2	9,92	1478,8	1285,9	13,04
Proband 14	1542	1453,5	5,73	1530	1470,9	3,86
Proband 15	1433,1	1421,6	0,8	1496,2	1497,3	-0,07
Proband 16	1352,6	1365,3	-0,93	1389,7	1316,8	5,25
Proband 17	1799,9	1630,2	9,43	1749,1	1657,6	5,23
Proband 18	1493,7	1310,4	12,27	1443,9	1497,7	-3,59
Proband 19	1688,5	1678,5	0,59	1632,3	1591,8	2,48
x	1607,56	1550,75	3,63	1575,53	1582,45	-0,32
s ₁	173,52	---	---	191,62	---	---
s ₂	---	226,55	---	---	191,45	---
S	201,78		---	191,53		---
D	0,28		---	-0,36		---
s _[d]	0,33		---	0,33		---
dolní mez	-0,37		---	-0,58		---
horní mez	0,93		---	-0,12		---

6 Diskuze

Cílem bakalářské práce bylo porovnat vliv dvou vybraných vložek do obuvi na deformace klenby chodidla. Měření použité k získání požadovaných dat bylo provedeno pracovištěm CASRI. Měření bylo provedeno na devatenácti probandech a spočívalo v chůzi rychlostí 5km/h. Sledovanými hodnotami byla celková kontaktní plocha mezi chodidlem a vložkou do obuvi a maximální síla působící na chodidlo během krokového cyklu. Tyto hodnoty byly zjišťovány pomocí tlakoměrné stélky PedarX. Tato vložka je rozdělena na 99 políček, která měří aktuální tlak působící na chodidlo.

Každý z měřených jedinců byl dvakrát testován. Při prvním testování byla použita vložka do obuvi, která je běžnou výstrojní součástí, při druhém testování byla použita speciálně tvarovaná vložka.

U první sledované hodnoty týkající se změny celkové kontaktní plochy, jsme se domnívali, že vlivem použití speciálně tvarované vložky se zvýší celková kontaktní plocha chodidla s vložkou do obuvi, což vede k rovnoměrnějšímu rozložení působících sil na chodidlo a tím ke snížení rizika vzniku deformací chodidla. Tato hypotéza byla potvrzena. Celková kontaktní plocha se při použití speciálně tvarované vložky do obuvi zvětšila o 10,11% u levého chodidla, resp. o 12,31% u pravého chodidla. Hypotéza byla rovněž potvrzena výpočtem Cohena koeficientu, zjišťujícího velikost účinku zvětšení kontaktní plochy. U levého i pravého chodidla byl zjištěn velký efekt při zvýšení kontaktní plochy chodidla se speciálně tvarovanou vložkou do obuvi. Podíl hodnot dle interpretace velikosti účinku Cohena koeficientu (viz tabulka č. 1) přesahoval u levého chodidla 88% a u pravého chodidla 95%. Z těchto výsledků lze usuzovat, že v oblasti příčné a podélné klenby tedy speciálně tvarovaná vložka vytváří pevnou oporu klenby a napomáhá k jejímu udržení během zatížení, kdy dochází k oploštění chodidla. Při normálním zatížení nese většinu zatížení kostní a vazivová část chodidla, avšak při dlouhodobém přetěžování roste význam svalů sloužících jako rezerva, která drží klenbu chodidla. Tím, že je oblast kleneb vyztužená, přejímá část působících sil z ostatních zatěžovaných segmentů, na něž poté působí nižší síla a vzniká tak další rezerva pro svaly, které se podílejí na správné funkci celého chodidla.

Druhou sledovanou hodnotou byla celková maximální síla působící na chodidlo. Snížení maximální síly, která na chodidlo působí, by podle studií zabývajících se vznikem získaných vad chodidel mělo způsobit nižší výskyt získaných vad chodidel a s

tím spojených deformací chodidla. Domnívali jsme se, že vlivem použití speciálně tvarovaných vložek do obuvi dojde při rychlosti 5km/h ke snížení maximální síly působící při přesunech na chodidlo, což povede ke snížení rizika vzniku deformací chodidla. Bylo zjištěno, že k celkovému snížení maximální síly působící na chodidlo při použití speciální tvarované vložky došlo v 68% u levého chodidla a v 58% u pravého chodidla. Výpočtem Cohenova koeficientu byl zjištěn u levého chodidla velmi malý efekt při snížení celkové maximální síly při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. U pravého chodidla dokonce došlo k celkovému zvýšení maximálních sil působících na chodidlo. Podíl hodnot dle interpretace velikosti účinku Cohenova koeficientu (viz tabulka č. 1) byl u levého chodidla 58%. U pravého chodidla byl výsledek záporný. Při hodnocení celkové maximální síly ale musíme počítat s tím, že výsledky byly ovlivněny způsobem měření tlakoměrné stélky. Body, které měří tlak v jednotlivém momentu, snímají pouze kolmou sílu působící na měřící bod. Maximální síla působící v měřeném bodě tedy může být zkreslena o třetí sílu, která působí na nerovném povrchu vložky a o tíhové zrychlení, které je kolmé k bodu kontaktu. Výsledek je tedy ovlivněn tím, že každá z použitých vložek má jiné zakřivení a síla působící v daném bodě se na šikmé ploše rozkládá. Z tohoto důvodu usuzujeme, že ve skutečnosti došlo ke snížení maximální síly působící na chodidlo u daleko většího procenta testovaných osob. Na základě těchto okolností byla hypotéza č. 2 potvrzena.

7 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo porovnání vlivu dvou vybraných vložek do obuvi na deformace klenby chodidla. Během zpracování literárních rešerší bylo zjištěno, že nejdůležitější funkcí vložek do obuvi by mělo být vyztužení v oblasti příčné a podélné klenby. Toho je dosaženo maximalizací celkové kontaktní plochy mezi chodidlem a vložkou do obuvi. Celková kontaktní plocha ovlivňuje celkovou maximální sílu působící na klenbu chodidla.

Při použití speciální tvarované vložky ve srovnání s vložkou, která je běžnou výstrojní součástí, došlo ke zvětšení celkové kontaktní plochy mezi chodidlem a vložkou do obuvi. Při porovnání výsledků měření pomocí Cohena koeficientu byl zjištěn velký účinek ve změně kontaktní plochy působící na chodidlo při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. Kontaktní plocha se tedy zvýšila i v oblasti příčné a podélné klenby, což přispívá k jejich udržení. Speciálně tvarovaná vložka rovněž snížila celkovou maximální sílu působící na chodidlo během krokového cyklu u obou chodidel. Při porovnání výsledků měření Cohenovým koeficientem byl zjištěn velmi malý efekt u levého chodidla při snížení celkové maximální síly při použití speciálně tvarované vložky do obuvi. U pravého chodidla došlo dokonce ze statistického hlediska ke zvýšení maximální síly, avšak v celkovém procentuálním vyjádření došlo u většiny probandů u pravého chodidla ke snížení maximálních sil působících na chodidlo. Tento fakt je pro nás z hlediska hodnocení daleko důležitější než statistické vyjádření naměřených hodnot.

Na základě těchto výsledků byly potvrzeny obě stanovené hypotézy. Ke zvětšení kontaktní plochy došlo téměř ve všech případech, což snižuje riziko vzniku získaných vad chodidel, čímž byla potvrzena hypotéza č. 1. Ke snížení celkových maximálních sil působících na chodidlo během chůze rychlostí 5km/h došlo u dvou třetin probandů, což vede k nižšímu riziku vzniku získaných vad chodidel a současně potvrzuje hypotézu č. 2.

V dalším zpracování zabývající se touto problematikou lze doporučit věnovat pozornost jednotlivým segmentům chodidla a popsat změny, které lze na základě provedených měření pozorovat. Největší pozornost by se měla věnovat oblasti za prvním metatarzem, která bývá označována za nejdůležitější místo pro udržení obou kleneb chodidla.

8 Přehled literatury

- 1) AERTS, P. KER, R. F., DE CLERCQ, D., & ILSLEY. D. W. (1996). The effects of isolation on the mechanics of the human heel pad. *J. Anat.*, 188(2), 417–423.
- 2) BUS, S. A. et al. (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clin. Biomechan.* Pp 629-638.
- 3) CAVANGH, P. R. RODGERS & M. M. IBIOSHI, A. (1987). Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 3(6), 642-64.
- 4) ČIHÁK, R. (2003). *Anatomie I*. Praha, Česká republika: Grada
- 5) EIS, E. (1976). *Ortopedie (314-337)*. Praha, Česká republika: SPN.
- 6) GAJDA, V. ZVOLSKÁ, J. (1982). *Úvod do statistických metod*. Ostrava, Česká republika: Pedagogická fakulta v Ostravě.
- 7) GERYCH, D. (2009). *Vyhodnocení tlakových změn v průběhu oporové fáze běhu u výkonnostních běžců a triatlonistů: diplomová práce*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- 8) HANÁK, P. (1995). *Vojenský profesionál č. 10/95*
- 9) HENDL, J. (2009). *Přehled statistických metod*. Praha: Portál
- 10) JACOB, H. A. C. (2001). Force acting in the forefoot during normal gait - an estimate. *Clin. Biomech.*, 16, pp. 783-792.
- 11) KAPANDJI, I. A. (1987). *The Physiology of joint. Lower limb*. Londýn, Anglie: Churchill Livingstone.
- 12) LARSEN, CH. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Praha, Česká republika: Poznání.
- 13) LINC, R. DOUBKOVÁ, A. (1998). *Anatomie hybnosti I*. Praha Česká republika: Karolinum.
- 14) LEDOUX, W. R., HILLSTROM, H. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait posture* 15. Retrieved 17. 3. (2006).
- 15) *Normativní výnos Ministerstva obrany č.12/2011*.
- 16) SOBOTKA, Z. (1996). *Biomechanické funkce dolních končetin a chodidel*. *Pohybové ústrojí*, č. 1, 28-37.

- 17) ŠMODRK, J. (1995). Balneofyzikálna liečba plochej nohy. Rehabilitácia, 28(4), s. 220-223.
- 18) VAŘEKOVÁ, R. VAŘEKA, I.(2009). Kineziologie nohy. Olomouc, Česká republika: UP.
- 19) VAŘEKOVÁ, R. VAŘEKA, I.(2003). Klinická typologie nohy. Rehabil. fyz. Léč. ročník 10, č. 3, s. 94 -102.
- 20) WILLIAMS III, D. S. et al. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. Clin. Biomech. 16, pp. 341-347
- 21) www.botyhanak.cz [online], [cit. 2011. 04. 15].
Dostupné z: <http://www.botyhanak.cz/vite-ze/anatomie/>
- 22) www.casri.cz [online], [cit. 2011. 04. 15].
Dostupné z: <http://casri.cz/web/index.php/uvod/13-casrinews/60-pedar-x>
- 23) www.novel.de [online], [cit. 2011. 04. 11].
Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/pedar>.
- 24) <http://www.ortopedie-gudz.cz> [online], [cit. 2011. 04. 13].
Dostupné z: http://www.ortopedie-gudz.cz/potize/ploche_nohy.html

9 Seznam obrázků

Obrázek č. 1 - Kosti pravé nohy

Obrázek č. 2 - Vazy nohy

Obrázek č. 3 - Svaly nohy, druhá vrstva svalů planty pravé nohy

Obrázek č. 4 - Mechanismy udržující klenbu nohy

Obrázek č. 5 - Klenba nožní

Obrázek č. 6 - Stupně poruch klenby chodidla

Obrázek č. 7 - Pedar-X systém

Obrázek č. 8 - Zobrazení pomocí programu Pedar-X Standard

10 Seznam grafů

Graf č. 1: Porovnání změn celkové maximální síly působící na levé chodidlo

Graf č. 2: Porovnání změn celkové maximální síly působící na pravé chodidlo

11 Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Interpretace velikosti účinku na základě Cohenova koeficientu d

Tabulka č. 2: Naměřené hodnoty celkové kontaktní plochy

Tabulka č. 3: Naměřené hodnoty maximální působící síly na chodidlo