

Problematika tlumení nášlapných sil spodkovými dílci obuvi.

Problems with impact forces of the bottom shoe parts.

Disertační práce

Autor:

Ing. Radim Kocourek

Školitel:

doc. Ing. Petr Hlaváček, CSc.

Obor doktorského studia:

2808V006 Technologie makromolekulárních látek

2012

PODĚKOVÁNÍ

Je mi ctí poděkovat školiteli Doc. Ing. Petru Hlaváčkovi, CSc. za odborné vedení a cenné zkušenosti při zpracování této disertační práce. Dále bych rád poděkoval zaměstnancům Technologické fakulty za velmi příjemnou spolupráci, zejména pracovníkům Ústavu Fyziky a materiálového inženýrství pod vedením Ing. Aleše Mráčka PhD. Děkuji všem ostatním spolupracovníkům, s kterými jsem během studia spolupracoval.

Dále děkuji Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně, zejména Interní grantové agentuře, která finančně podpořila tuto práci.

Také bych rád poděkoval mým milým rodičům za podporu, kterou mi během studia poskytli.

ABSTRAKT

Noha stále prochází vývojem a nynější civilizovaný způsob života v kombinaci s používáním módní a vysoce módní obuvi přispívá k tvorbě deformit, které pak komplikují lidem život. Proto se výzkum zaměřuje na vymezenou problematiku vkládacích stélek obuvi a jejich tlumících vlastností, které mají v obouvání nepostradatelnou roli a mohou se podílet i na tvorbě zmíněných deformit, zejména při nevhodném výběru stélek. Pro experiment byly vyrobeny běžné vkládací stélky měkkého charakteru a práce se snaží dokázat možnosti jejich testování a samotného tlumení společně i s dalšími spodkovými dílci obuvi, tj. podešvemi. Stélky obuvi jsou nezbytnou součástí většiny obuvi, ale neexistuje sjednocený názor na jejich funkci a konstrukční provedení.

Klíčová slova: Vkládací stélky, vlepovací stélky, stélky obuvi, spodkové dílce obuvi, jímavost energie, tlumení silových rázů, plantární tlaky, vlastnosti spodkových materiálů, komfort obouvání.

ABSTRACT

The human foot is still undergoing development and current civilized way of life, combined with the use of fashion and high fashion footwear contributes to the formation of deformities, which then complicate people's lives. Therefore, the research focuses on the insoles defined shoe stiffeners and damping properties that have an indispensable role in footwear and may also participate in the creation of these deformities, particularly when an inappropriate choice of insoles. For the experiment were made current soft insoles and thesis is trying to prove the possibility of testing and the actual damping together with other footwear bottom parts, ie. the soles. Insole shoes are an essential part of most footwear, but there is no unified view of their function and construction.

Keywords: Removable insoles, glued insoles, shoe insoles, bottom shoe parts absorption energy, absorber damping force, plantar pressures, properties of materials, comfort footwear.

OBSAH

SEZNAM TABULEK	10
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	11
1. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	12
1.1 ANATOMIE A FYZIOLOGIE DOLNÍ KONČETINY	14
1.2 VÝVOJ LIDSKÉ NOHY	15
1.3 JEDINEČNOST LIDSKÉ NOHY	16
1.4 KOSTI A JEJICH KLASIFIKACE	16
1.4.1 KOSTRA NOHY	17
1.4.2 KLOUBY NOHY	18
1.4.3 NOŽNÍ KLENBY A JEJÍ FUNKCE.....	20
1.5 FUNKCE NOHY	22
1.5.1 STATICKÁ A DYNAMICKÁ FUNKCE NOHY	22
1.5.2 TLUMENÍ NÁRAZŮ	23
1.7 NÁŠLAPNÉ SÍLY A JEJICH TLUMENÍ	25
1.7.1 POVRCH.....	25
1.7.2 POHYBOVÝ APARÁT ČLOVĚKA	26
1.7.3 SPODKOVÉ DÍLCE OBUVI.....	26
1.7.4. ZAJIŠTĚNÍ KVALITY	27
1.8 VKLÁDACÍ STÉLKY	27
1.8.1 KONSTRUKCE OBUVNICKÝCH STÉLEK.....	28
1.8.2 DRUHY VKLÁDACÍCH STÉLEK.....	29
1.8.3 DEFORMITY NOHOU.....	35
2 CÍL PRÁCE	44
3 ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ	45
3.1 ZKOUŠKA PŘENOSOVÝM ÚTLUMEM	45
3.2.1 ZKOUŠKA PADAJÍCÍM ZÁVAŽÍM (FALLING WEIGHT TEST)	45
3.2.2 ZKOUŠKA HYDRAULICKÝM ZÁTĚŽOVÝM NAMÁHÁNÍM (HYDRAULIC IMPACT TEST)	45
3.2.3 MĚŘENÍ DEFORMACE HYDRAULICKÝM ZÁTĚŽOVÝM NAMÁHÁNÍM PO OPAKOVANÉ TLAKOVÉ ZÁTĚŽI	45
4 VÝSLEDKY PRÁCE A JEJICH DISKUZE	73
5 ZÁVĚR	77
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	79

SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA	85
CURRICULLUM VITAE	89
SEZNAM PŘÍLOH	90
PŘÍLOHA P I: AKTUÁLNÍ NABÍDKA MĚKKÝCH VKLÁDACÍCH STÉLEK OBUVI.....	90

SEZNAM ILUSTRACÍ

<i>Obr. 1.1: Anatomické roviny člověka</i>	14
<i>Obr. 1.2: Fylogenetický vývoj chodidla</i>	15
<i>Obr. 1.3: Kostra nohy</i>	17
<i>Obr. 1.4: Dorzální a plantární flexe chodidla</i>	20
<i>Obr. 1.5: Klouby, svaly a šlachy nohy</i>	20
<i>Obr. 1.6: Podélná klenba nožní</i>	22
<i>Obr. 1.7: Příčná klenba nožní</i>	22
<i>Obr. 1.8: Nárazové vlny při chůzi</i>	24
<i>Obr. 1.9 Značky klínů ortopedických stélek obuvi</i>	33
<i>Obr. 1.10 Značky vad nohou</i>	33
<i>Obr. 1.11 Značky ortopedických stélek obuvi</i>	34
<i>Obr. 1.12: Ukázky ortopedických půlstélek a stélek obuvi</i>	35
<i>Obr. 1.13: Stupně deformit nohou</i>	36
<i>Obr. 1.14: Plochá noha</i>	36
<i>Obr. 1.15: Ukázka podpory podélné klenby</i>	37
<i>Obr. 1.16: Umístění metatarzálního „srdíčka“</i>	38
<i>Obr. 1.17: Vysoká noha</i>	38
<i>Obr. 1.18: Postavení patní kosti</i>	39
<i>Obr. 1.19: Hallux Valgus</i>	40
<i>Obr. 1.20: Drápkovitý prst, Kládívkovitý prst, Paličkovitý prst</i>	42
<i>Obr. 1.21: Noha s patní ostruhou</i>	42

<i>Obr. 3.1: Zkušební tělesa hlavních materiálových skupin</i>	<i>48</i>
<i>Obr. 3.2: Přístroj zkoušky přenosového útlumu</i>	<i>49</i>
<i>Obr. 3.3: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál z čistého latexu o tloušťce 3 mm ± 0,4</i>	<i>51</i>
<i>Obr. 3.4: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál s přidavkem barviva 0,3% o tloušťce 3 mm ± 0,4</i>	<i>52</i>
<i>Obr. 3.5: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál s přidavkem korku 0,5% o tloušťce 3 mm ± 0,4</i>	<i>53</i>
<i>Obr. 3.6: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál s přidavky 2% KORKU a 0,5 % BARVY o tloušťce 3 mm ± 0,4</i>	<i>54</i>
<i>Obr. 3.7: Vliv tlouštěk zkušebních těles na přenosový útlum při 400 Hz pro použitá plniva</i>	<i>56</i>
<i>Obr. 3.8: Vliv tlouštěk jednotlivých materiálových skupin na jímavost energie</i>	<i>57</i>
<i>Obr. 3.9: Zkušební těleso pro zkoušky padajícím závažím (FWT) a zkoušky hydraulickým namáháním (HIT)</i>	<i>59</i>
<i>Obr. 3.10: Strojní zařízení Moeller pro zkoušky padajícím závažím</i>	<i>60</i>
<i>Obr. 3.11: Strojní zařízení AmslerHC 10 pro zkoušky hydraulickým namáháním</i>	<i>61</i>
<i>Obr. 3.12: Vyhodnocení zkoušky hydraulickým namáháním (HIT) pro imitaci chůze, pro všechna zkušební tělesa s podešví obuvi.....</i>	<i>62</i>
<i>Obr. 3.13: Vyhodnocení zkoušky hydraulickým namáháním (HIT) pro imitaci běhu, pro všechna zkušební tělesa s podešví obuvi</i>	<i>63</i>
<i>Obr. 3.14: Vyhodnocení vlivu tlouštěk zkušebních těles na míru deformace měřenou hydraulickým zátěžovým namáháním (HIT) imitující podmínky chůze a běhu</i>	<i>64</i>
<i>Obr. 3.15: Testování latexové stélky na stroji Shimandzu</i>	<i>65</i>
<i>Obr. 3.16: Tvar zkušebních těles s konstantní tloušťkou materiálu</i>	<i>66</i>
<i>Obr. 3.17: Tvar zkušebních těles s tvarovanou patní částí</i>	<i>66</i>
<i>Obr. 3.18: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech)</i>	<i>67</i>
<i>Obr. 3.19: Závislost dodaných a pohlcených energií před únavou a po únavě (1000 cyklů) pro jednotlivé cykly zkušebních těles s konstantní tloušťkou</i>	<i>68</i>

<i>Obr. 3.20: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech)</i>	<i>69</i>
<i>Obr. 3.21: Závislost dodaných a pohlcených energií před únavou a po únavě (1000 cyklů) pro jednotlivé cykly zkušebních těles s tvarovanou patní částí</i>	<i>69</i>
<i>Obr. 3.22: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech), u PUR podešví</i>	<i>70</i>
<i>Obr. 3.23: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech), u PUR podešví</i>	<i>71</i>
<i>Obr. 3.24: Zkouška hydraulickým zátěžovým namáháním pro imitaci chůze.....</i>	<i>74</i>
<i>Obr. 3.25: Zkouška hydraulickým zátěžovým namáháním pro imitaci běhu.....</i>	<i>75</i>

SEZNAM TABULEK

<i>Tab. 1: Přehled zkušebních těles s jednotlivými přídávky plniv pro zkoušky přenosovým útlumem</i>	48
<i>Tab. 2: Přehled výsledků jednotlivých zkušebních těles u zkoušek přenosového útlumu</i>	55
<i>Tab. 3: Přehled zkušebních těles s jednotlivými přídávky plniv pro dynamické zkoušky padajícím závažím a hydraulickým zátěžovým namáháním</i>	59
<i>Tab. 4: Působící síla [N] a energie [J] pro vkládací stélky s pánskou podešví</i>	71

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

FT	Fakulta Technologická
UTB	Univerzita Tomáše Bati
TMT	Lisfrankův kloub (art. tarsometatarsalis)
DK	Dolní končetina
DMO	Dětská mozková obrna
PUR	Polyuretan
EVAc	Ethylen vinyl acetát
TPE	Termoplastický elastomer
SBR	Butadien-styrenový kaučuk
ZT	Zkušební tělesa
LA	SBR latex bez přísad
BA	SBR latex s přídavkem pigmentové barvy
K	SBR latex s přídavkem korkového prášku
KM	SBR latex s přídavkem barviva a korku
E	Energie

1. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Chůze je základní složkou našeho pohybu, BINOVSÝ [5] ji rozděluje do jednotlivých funkčních složek. V celé živočišné říši je chůze zcela ojedinělá a pro každého člověka individuální. Lidské dolní končetiny jsou nejpravidelněji zatěžované a namáhané. Ve spojení s nevhodnou obuví se jedná o velmi pravděpodobné komplikace jedince do budoucna. V současné době, kdy je nabídka na trhu s obuví poměrně vysoká je potřebné si umět správnou obuv vhodně vybrat tak aby respektovala naše potřeby a proporce nohy. Často v opačných případech dochází k závažným onemocněním a komplikacím dolních končetin jen pro to, že byly zanedbány preventivní opatření, jakými je v první řadě kvalitní obuv. Vývojem civilizace se člověk začíná pravidelně obouvat, ať již z důvodů ochrany nohy nebo jako prostředek vyjadřující příslušný sociální status. V případě obuvi se významně projevuje vliv módnosti a to jak ve tvarech obuvi, barevnosti, materiálech apod.

Z porovnání současné nabídky obuvi s obuví prodávanou před třemi desítkami let jednoznačně vyplývá, že mezi jednu z hlavních pozorovatelných změn bezesporu patří vybavování obuvi měkkými vnitřními dílci, zejména vkládacími a vlepovacími stélkami. Dnes je obtížné stanovit prvotní podnět k této změně, ale obecně jej lze spojovat s pracemi JUNGA [10], který se zabýval problematikou možnosti snížení počtu pracovních úrazů skeletu nohy při nečekaném pádu. Na základě této studie vznikla první norma DIN 4843, která se poměrně rychle rozšířila i do jiných evropských norem, např. ČN 79 5600 a posléze se stala základem pro světovou ISO normu ČSN ISO 20344. Tato norma je zaměřena na stanovení pohlcené energie patní částí spodkových dílců obuvi, především podešvemi, případně podpatky. Teprve později publikoval CAVANAGH [9] názor, že schopnost pohlcovat energii (související s nášlapnými silami) obuvi je vhodné rozdělit do tří rozsahů, které odpovídají schopnosti neobuté nohy tuto energii pohlcovat. První rozsah srovnává s funkcí patního tukového polštáře, druhý rozsah s funkcí pružné nožní klenby a třetí (nejvyšší) je stanovena na základě schopností tlumit silové rázy svalovými aktivitami přes skelet dolní končetiny. Toto dělení umožnilo designérům a návrhářům obuvi hledat konstrukční a materiálové řešení dolní části obuvi (podešví, případně podpatků), jinými slovy vývoj se zaměřil na problematiku pohlcování energie, které při chůzi naboso zajišťuje nožní klenba. Dosud nebyly publikovány práce, které by popisovaly nejnižší rozsah tlumení nášlapných sil v rozsahu, který zajišťuje při chůzi na bosu tukový polštář. Pojem tlumení, je v této práci chápáno jako pohlcování energie nášlapných sil, vznikajících při chůzi.

Trendem poslední doby je zvyšování výroby obuvi u velkovýrobců schopných investovat do vývoje forem. Dalším významným faktorem je globalizace výroby obuvi, kterou způsobil výrazný rozdíl

v ceně pracovní síly, mezi Dálným východem a průmyslově vyspělými státy. Podle Českého statistického úřadu bylo importováno za rok 2011 celkem 124 mil. párů obuvi z Číny s deklarovanou cenou jen 37 Kč/ pár. V zemích Dálného východu se nebere ohled na životní prostředí ani na vývojová či výzkumná pracoviště, která by se systematicky zabývala testováním a vývojem zdravotně nezávadné obuvi, což se prakticky projevuje i na dovážené obuvi.

Problematika zdravotně nezávadného obouvání je složitý komplex poznání, který v poslední době doznal významných změn, zejména v souvislosti s rozšiřující se možností použití nových měřících zařízení. Většina výsledků z výzkumu obouvání je prováděna v laboratořích velkých světových výrobců sportovní obuvi, kteří z konkurenčních důvodů výsledky utajují. Globalizace také změnila původní snahy výrobců respektovat individuální tvary nohou a v současné době převládá úsilí nabízet jeden tvar a druh obuvi populaci celé planety. Tyto trendy generují řadu komplikací, od úrovně pocitového dis komfortu až po závažné deformity nohou vedoucí v komplikaci s jinými chorobami (např. diabetes) k amputaci. [30]

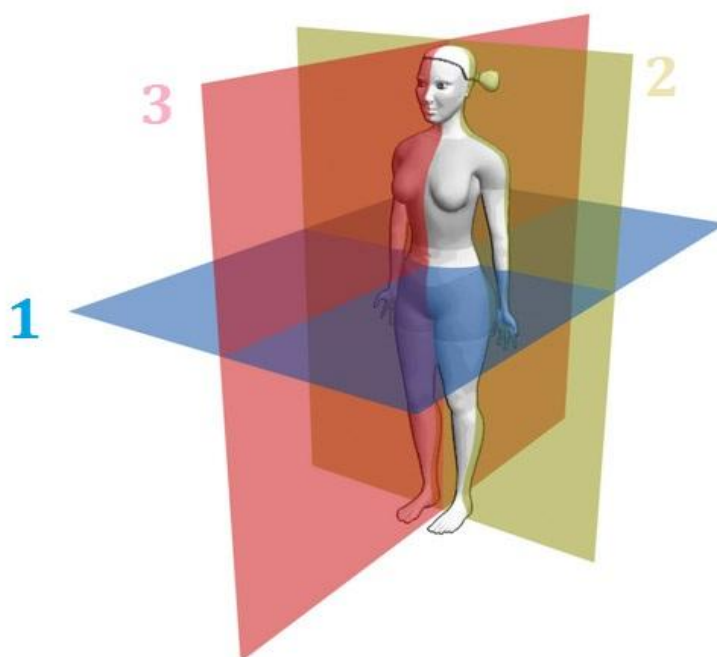
Tato práce se zaměřuje na jednu část diskutované problematiky obouvání, a sice na studium a ověření měření deformačních a tlumících vlastností vkládacích stélek různých druhů.

1.1 Anatomie a fyziologie dolní končetiny

Anatomie je vědní obor studující tvar, vnitřní strukturu těla a vzájemnou polohu ústrojí organismu. Fyziologie je nauka o životních funkcích organismů nebo jejich částí. Tyto dva obory se navzájem doplňují. Noha je anatomicky definována jako část dolní končetiny distálně (směrem od středu těla), od hlezenního kloubu. Noha při kontaktu s podložkou přenáší tíhové síly těla a sehrává několik významných rolí. Tlumí nášlapné síly, informuje centrální nervovou soustavu a udržuje stabilitu.

Anatomické roviny a osy

Lidským tělem procházejí tři hlavní roviny vzájemně na sebe kolmé.



Obr. 1.1: Anatomické roviny člověka. [46]

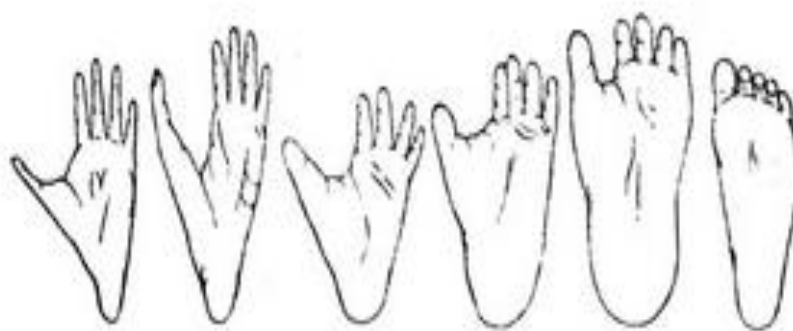
- 1 transverzální (horizontální) rovina – probíhající stojícím tělem paralelně k podložce, dělí tělo na horní a dolní část
 - 2 frontální (čelní) rovina – probíhající stojícím tělem zleva doprava, dělí tělo na přední a zadní část
 - 3 sagitální rovina – probíhající zepředu dozadu stojícím tělem, dělí je na pravou a levou část.
- Výchozím postavením, ze kterého vychází kineziologické označení pohybu, je vzpřímený stoj spatný, při kterém dlaně ukazují vpřed.

1.2 Vývoj lidské nohy

Člověk jako jediný ze savců na Zemi je schopen se volně pohybovat na dvou končetinách a vykonávat při tom současně cílevědomou činnost. Současný člověk tak stanul na vrcholu evoluce, která prošla zdlouhavým a neustále probíhajícím vývojem. Jedním z nich je fylogenetický vývoj druhů organismů, který je patrný na základě evoluční teorie. [1] Z evolučního pohledu je civilizovaný způsob života včetně obouvání jen krátkým obdobím.

Fylogenetický vývoj zdůrazňuje odlišnost a výjimečnost lidské nohy vůči ostatním živočichům. Pouze lidská noha má vyvinutou podélnou i příčnou klenbu nožní a pohyb palce je redukován do jediné roviny (není v opozici) a chápavá funkce zcela vymizela. Mění se délkový poměr resus: metatarsus: prsty v poměru opice (33: 33: 33) a člověka (52: 30: 18).

První přímý důkaz o obouvání před 10 tisíci lety je doložen americkým nálezem Oregonského sandálu, který byl vyroben z pelyňkového lýčí. Dalším významným nálezem, který byl objeven na ledovci v Ötztalských Alpách na území rakousko-italských hranic, byla mumie člověka včetně dochované obuvi, která je datována orientačně na 5300 let starou obuv. Aktuálně byla objevena obuv mokasínového střihu v jeskyni v Arménii, kterou odborníci z Oxfordské univerzity v Británii datují na 5500 let starou.



Obr. 1.2: Fylogenetický vývoj chodidla. [5]

Opakem fylogenetického vývoje je ontogenetický vývoj, který popisuje pravidelný vývoj jedince od narození k dospělosti. Vývoj může být nitroděložní či v průběhu našeho života, který ovlivňuje a formuje především používaná obuv. Zde je nutno zdůraznit hlavní mezníky kdy dochází například

k přizpůsobení dolních končetin při chůzi a trvá až do začátku školního věku. Vymizení tukových polštářků u dětských chodidel se děje ve věku 6 - 7 let, poté jsou viditelné na povrchu chodidla klenby nožní. Osifikace kostí bývá většinou ukončena 12 rokem života. Nutno také zmínit, že poškození nohou dítěte v době růstu se může projevit až za 30 - 40 let života jedince. [2, 3]

1.3 Jedinečnost lidské nohy

Dolní končetina je orgánem opory a lokomoce vzpřímeného těla pohybující se po dvou končetinách. To znamená, že ve srovnání s horní končetinou, má dolní končetina podobné základní články, ale má celkově robustnější kostru, jednotlivé svalové skupiny a omezenou pohyblivost v kloubech nohy.

Nejstarší vývojově ustálenou částí lidského těla je noha. Na rozdíl od mozkovny, páteře, horních končetin se stavba a funkce nohy v posledních 3 – 4 miliónech let nezměnila. V této souvislosti je však nutné dodat, že v posledních sto letech došlo k výrazným změnám v povrchu, po kterém se člověk pohybuje. Povrch je vyrovnáván a především vytvrzován. Moderní člověk současné doby chodí převážně po tvrdých nedeformovatelných površích.

Existují přímé studie dolní končetiny „prvního člověka“ (Homo habilis)“, který žil přibližně před 1,8 milióny lety. Jedná se o antropologický nález z Olduvaické rokle ve východní Africe, v Keni. Zkoumaná končetina je jen málo odlišná od dnešní dolní končetiny, kde je palec ve stejné orientaci jako ostatní prstce. Dalším potvrzením je nález dr. Leakeyové „Australopithecus affarensis“ v Tanzanii, odpovídající době přibližně 3,6 miliónu let. Jedná se o lidské stopy, které se zachovaly v tropickém povrchu, který byl zasypán sopečným popelem.

1.4 Kostí a jejich klasifikace

Kostra je podpůrným orgánem celého lidského těla, skládá se z 233 - 235 kostí různého tvaru a velikosti. Kostí jsou spojovány vazivy, svaly se ke kostem připojují šlachami. Chrupavky pokrývají styčné plochy kostí v kloubech, spojují některé kosti a tvoří meziobratlové ploténky.

Mimo podpůrnou roli jsou kosti u člověka důležité i z jiných důvodů. Segrávají roli ochrany životně důležitých orgánů, jsou zásobárnou vápníku a zajišťují krve tvorbu.

Kosti se dělí podle tvaru, stavby, cévního zásobení, růstu a biomechanických vlastností. Kosti nohy se člení na základní rozdělení čtyř skupin:

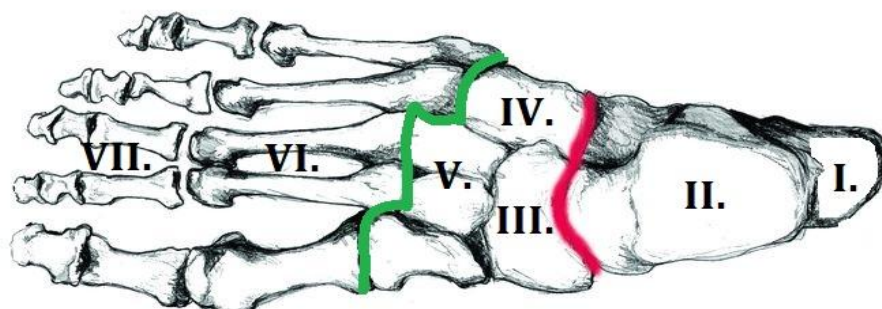
- a) rourkovité - dlouhé (kost stehenní, kost ramenní)
- b) krátké (články prstů)
- c) ploché (lebka, pánev, lopatka)
- d) drobné (obratle, kosti zánártí a zápěstí)

1.4.1 Kostra nohy

Kostra nohy se skládá z 26 kostí (plus dvě kůstky Sezamské). Anatomicky i fyziologicky nohu dělíme na oddíly: zánártí, nárt a články prstů.

Zánártí: je tvořeno sedmi kostmi zánártními. Je to část nohy, která je málo pohyblivá a pevná, přenáší hmotnost těla. Je tvořeno těmito kostmi:

Kosti patní, hlezenní, loďkovitá, 3 kosti klínové a kost krychlová.



Obr. 1.3: Kostra nohy. [75]

Patní kost (I.) neboli Kalkaneus je nejmohutnější ze zánártních kostí. Vybíhá dozadu v mohutný hrbol patní, na němž se upíná šlacha trojhlavého svalu lýtkového – Achillova šlacha. Na vnitřní straně se nachází tzv. „podpěra kosti hlezenní“, pod kterou prochází dlouhý ohýbač palce, který významně napomáhá ke správnému udržení podélné klenby nožní. Distálně (směrem k prstům) se kost patní spojuje sedlovitou kloubní ploškou s kostí krychlovou. Shora na ni doléhá kost hlezenní.

Kost hlezenní (II.) je druhá největší ze zánártních kostí. Rozeznáváme na ní proximálně ležící tělo a distálně ležící hlavici. Obě tyto části spojuje užší krček. Na dorzální straně je styčná ploška – kladka, která zapadá do vidlice bércových kostí. Hlavice kosti hlezenní je ukončena kulovitou styčnou

ploškou pro kost loďkovitou.

Kost loďkovitá (III.) má proximálně konkávní styčnou plochu pro hlavičku hlezenní kosti a distálně konvexní kloubní plošku pro skloubení s kostmi klínovými.

Kost krychlová (IV.) má proximálně sedlovitou kloubní plošku pro patní kost a distálně styčnou plochu pro IV. a V. nártní kost. Na plantární straně je šikmá rýha, do níž zapadá šlacha dlouhého svalu lýtkového.

Klínové kosti (V.) jsou tři: Čísly se od palcové strany, nebo se označují také jako vnitřní, střední a vnější. U vnitřní směřuje ostří klínu do hřbetu nohy, u střední a vnější do chodidla. Distálně mají styčné plochy spojení s kostmi nártními, proximálně s kostí loďkovitou.

Nárt nohy (VI.) je pružnou částí nohy, která tlumí část silových rázů při chůzi. Nárt je tvořen pěti kostmi nártními, jejich části se nazývají báze, tělo a hlavička

Prsty (prstce) (VII.) pomáhají udržet stabilitu nohy, palec (I. prstec) je důležitý při odvíjení nohy od podložky. Prstní část nohy se skládá ze čtrnácti kostí článků prstů - palec má dva články, ostatní prsty jsou tříčlánkové.

1.4.2 Klouby nohy

Chodidlo se skládá celkem z 23 kloubů. Klouby se dělí do dvou skupin. Jednoduché klouby spojují pouze dvě kosti a klouby složené, kdy se stýkají tři a více kostí. Nebo jsou mezi styčnými plochami vloženy chrupavčité destičky (menisky), které vyrovnávají nerovnosti styčných ploch (např. kloub kolenní). Pro nohu jsou důležité zejména složené klouby, jako je Chopartův kloub, jehož chováním je vysvětlován mechanismus vzniku plochonoží.

Mezi základní klouby nohy patří:

Horní zánártní (hlezenní) kloub, art. talocruralis je složený kloub, ve kterém se spojují obě bércevé kosti tvořící jamku kloubu s hlavičkou reprezentovanou kladkou hlezenní kosti.

Dolní zánártní (hlezenní) kloub, (art. subtalaris) je funkční jednotka na spodní straně hlezenní kosti a na horní ploše patní kosti. Subtalární kloub má dva oddíly: zadní a přední.

Chopartův kloub, (art. tarsi transversa) je klinický název pro spojení hlezenní kosti s kostí

člunkovou (art. talonavicularis), a kosti patní s krychlovou kostí (art. calcaneocuboidea). Latinský název kloubu je odvozen z příčného průběhu kloubní štěrbiny, která má tvar ležatého písmene „S“ a provádí se v něm distální amputace části nohy. (Obr. 1.3 – vyznačeno červeně)

Lisfrankův kloub, neboli TMT kloub je složený, plochý kloub bez většího funkčního významu. Anatomicky jde o tři kloubní jednotky. (Obr. 1.3, vyznačeno zeleně) [61]

Analýza pohybů

Pronace – postavení nohy na vnitřní (palcovou) hranu, v rozsahu maximálně 30°.

Supinace – postavení nohy na zevní (malíkovou) hranu, v rozsahu max. 40°.

Abdukce – oddálení špičky od střední roviny těla, v rozsahu maximálně 30°.

Addukce – přiblížení špičky nohy ke střední rovině, v rozsahu maximálně 30°.

Rotace – nejrozsáhlejší pohyb nohy, který je kombinací uvedených pohybů. [4]

Dalšími klouby chodidla jsou klouby Loďkovitý, Zánártní, klouby mezičlánekové, klouby mezi hlavičkami nártních kostí a prvními články prstů, které umožňují pohyby:

Flexe – ohnutí prstů dolů, extenze – natažení prstů, abdukce – odtažení prstů od osy nohy procházející II. prstem, addukce – přitažení prstů k ose nohy procházející II. Prstem. [4]

Pohyby v kloubech

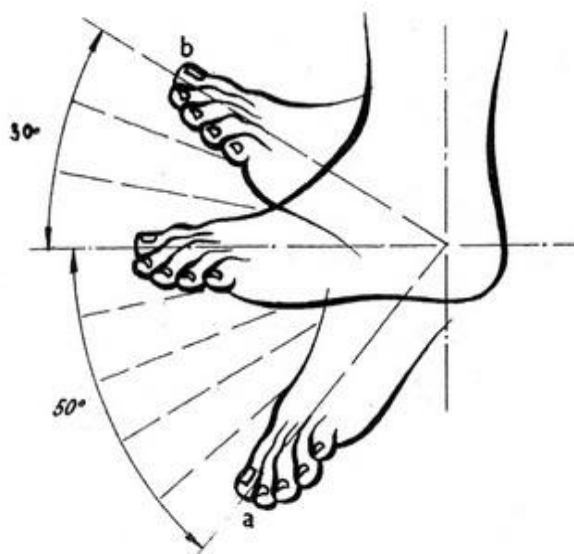
Pánev: elevace, inklinace – reklinace

Kyčelní kloub: flexe-extenze, abdukce-addukce, vnější - vnitřní rotace

Kolenní kloub: flexe-extenze, vnější - vnitřní rotace

Hlezenní kloub: plantární-dorzální flexe, pronace-supinace, inverze-everze nohy

Prsty nohy: flexe-extenze, abdukce-addukce



Obr. 1.4: Dorzální (b) a plantární flexe (a) chodidla. [3]

Pro úlevu kloubů a dolních končetin je pro zdravého jedince vhodná chůze s turistickými hůlkami „nordic walking“. Při takové chůzi se aktivně zapojují i ruce, dochází k usnadnění rovnováhy a pohybu, při kterém se zapojuje přibližně 90 % všech svalů v těle a zvyšuje se pohyblivost páteře.



Obr. 1.5: Klouby, svaly a šlachy nohy. [1]

1.4.3 Nožní klenby a její funkce

Pro správnou funkci nohy má rozhodující význam dobře vytvořená klenba nožní, která je podmíněna tvarem a účelným seskupením kostí zánártních a nártních.

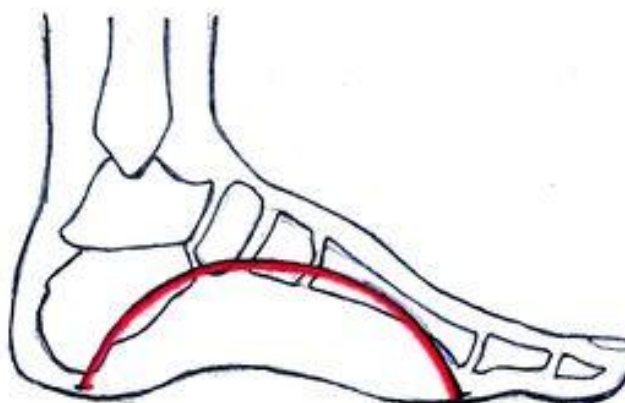
Definice nožní klenby je poměrně složitým jevem a v současné době existuje řada teorií popisu nožní klenby. Dřívější popis nožní klenby byl přirovnáván ke statickému trojúhelníku, který udává místa při zatížení zdravé nohy s podložkou, kterými jsou: hrbol kosti patní, hlavička první a páté kosti nártní.

LARSEN [1] nevhodně přirovnává při popisu nožní klenbu k šroubovitě spirále, na jejímž vrcholu se nacházejí tři klínové kosti, které se s rostoucí zátěží silněji vklínějí do sebe a zajišťují tak stabilitu. Naopak VAŘEKA[4] přirovnává stavbu nožní klenby ke střešní konstrukci. Takový model dokumentuje schopnost odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze a kontrole těžiště nohy. Tradiční model nožní klenby je však i nadále používán při anatomickém popisu především z důvodu tradice a obecné srozumitelnosti. Podélné klenutí je ohraničeno mediálním a laterálním obloukem, mezi kterými probíhají další tři oblouky.

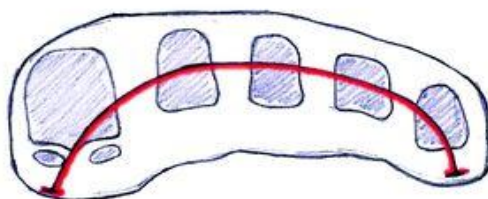
Klenby jsou jedním z mechanismů, které činí lidskou chůzi jedinečnou, tlumí nárazy vznikající při chůzi nebo běhu a chrání proti přetížení a poškození měkké tkáně, nervů i cév. Vazy na plantární ploše nohy jsou daleko silnější než na dorzální. Svaly mají jen druhotnou úlohu při udržování klenby během dynamického zatížení. Přitom rozlišujeme nožní klenbu podélnou a příčnou a nutno zmínit, že jsou klenby z důvodu dědičného i z důvodu různého zatížení v průběhu života rozdílné. Proto by mělo být vyšetřování dolních končetin individuální. Noha je určena především k chůzi, u které dochází k významné stimulaci svalových tkání, která je tak procvičována a okysličována. Proto je obyčejná chůze velmi důležitá.

Podélná klenba nohy je vyšší na straně vnitřní a nižší na straně vnější. Vnitřní oblouk je tvořen kostmi hlezenními, loďkovitou kostí, třemi kostmi klínovými, první až třetí kosti nártní a články prvního až třetího prstu. Zevní oblouk tvoří kosti patní, krychlová, čtvrtá a pátá kost nártní, články čtvrtého a pátého prstu.

Příčná klenba nohy je orientována přibližně kolmo na směr klenby podélné. Nártní kosti se vyklenují do hřbetu nohy.



Obr. 1.6: Podélná klenba nožní. [75]



Obr. 1.7: Příčná klenba nožní. [75]

1.5 Funkce nohy

Při srovnávání funkcí nohou mezi člověkem a primáty je nejmarkantnější rozdíl spočívající v tom, že u člověka zanikla schopnost úchopu na noze. Naopak u primátů se u některých druhů dál vyvíjela, je vysoce pohyblivá a výrazněji citlivá. To umožňuje primátům vysokou a rozmanitou pohyblivost, zatímco u člověka převládá chůze, krátkodobě běh či skok. U člověka je pružnost chůze zajišťována příčnou a podélnou klenbou nožní.

1.5.1 Statická a dynamická funkce nohy

Význam statické funkce nohy spočívá v rozdělení zátěže těla na plantární plochu nohy, se kterou je tělo v kontaktu s povrchem. Toto zatížení se rozděluje tak, že větší polovina připadá na zadní část nohy – patu a jen menší polovina na přední část nohy. Dále lze konstatovat, že oblast prvního prstu (palce) bývá výrazně zatížen, než ostatní čtyři prsty nohy.

V 50. a 60. letech minulého století byla vytvořena řada modelů, které pojmají nohu jako složitý

dynamický komplex a různě ji rozlišují podle funkčnosti. ROOT [8] vytvořil nový model, zdůrazňující nohu jako dynamický komplex, který lze rozdělit na varózní zanoží, varózní předonoží a valgózní předonoží.

Dynamická funkce nohy spočívá v umožňování pohybu a v udržování stability při pohybu. I lidská chůze (běh či jiné sportovní pohyby) vykazuje velkou rozmanitost, moderní metody výzkumu studující zákonitosti lidského pohybu umožnily její kategorizaci modelování a případné ovlivňování. Základní rozdělení chůze je podle VAŘEKY [4] obecně děleno do dvou fází: oporná a švihová fáze.

Oporná fáze začíná kontaktem paty s povrchem a postupným zatěžováním, snižujícím se úhlem, který je svírán plantou nohy a povrchem, až do okamžiku kontaktu celé plošky nohy s povrchem. Následuje fáze střední opory, která končí zvednutím paty od povrchu. Pro pohyb vpřed je nejdůležitější fáze aktivního odrazu nohy od povrchu. Fáze je uzavřena pasivním odpojením nohy od povrchu, obvykle v oblasti prstů nohy.

Fáze švihová je vymezená časovým úsekem, kdy se noha přesouvá vpřed, není tedy v kontaktu s povrchem.

1.5.2 Tlumení nárazů

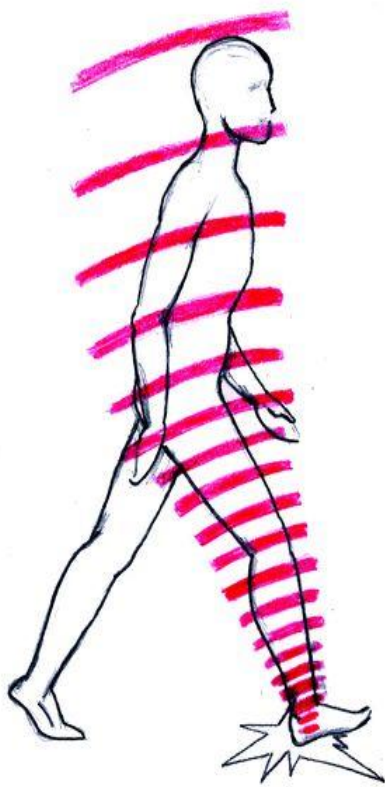
Z porovnání současné nabídky obuvi s obuví prodávanou před třemi desítkami let, jednoznačně vyplývá vybavování obuvi měkkými vnitřními dílci, zejména vkládacími a vlepovacími stélkami. Potřeba provádět konstrukční úpravy obuvi za účelem zlepšení tlumících vlastností souvisí s pracemi JUNGA [10], který se pokoušel definovat vlastnosti, které jsou schopny zabránit pracovním úrazům na kostře nohou při nečekaném pádu. Na základě této studie vznikla první norma DIN 4843, která se poměrně rychle rozšířila i do jiných evropských norem a posléze se stala základem pro světovou ISO normu. Tato norma je zaměřena na stanovení jímavosti energie patní části obuvi, především jejího hlavního dílce – podešev. Teprve později se objevila práce CAVANAGH [9], který rozděluje schopnost jímavosti energie obuté nohy do tří rozsahů, které vymezuje podle předpokládaných schopností tlumení nášlapných sil samotnou kostrou nohy. První rozsah tlumení srovnává s funkcí patního tukového polštáře, druhý rozsah s funkcí nožní klenby a třetí (nejvyšší) rozsah stanovuje podle schopností tlumit silové rázy svalovými aktivitami přes skelet dolní končetiny tzv. pružinový efekt. Na tlumení nárazů má také vliv řada dalších složek v lidském těle, kterými mohou být např. Synoviální tekutina (dialyzát krevní plazmy) která se nachází uvnitř kloubů, chrupavčité kloubní elementy (kloubní destičky – menisky, chrupavčité povlaky kloubní jamky i hlavice nebo

meziobratlové ploténky) nebo esovitým zakřivením páteře.

Konstrukcí dolní části obuvi (podešví, případně podpatků) lze úspěšně ovlivnit rozsahy tlumení, které při chůzi naboso zajišťuje především nožní klenba. Dosud nebyly publikovány práce, které by popisovaly nejnižší rozsah tlumení nášlapných sil, které odpovídají tlumení patního tukového polštářku. Přitom je dnes většina modelů sportovní obuvi, ale i vycházkové obuvi vybavována měkkými vkládacími (nebo vlepovacími) stélkami.

Při každém kroku vznikají při nášlapné fázi chůze silové rázy (Obr. 1.8), které jsou postupně přenášeny a zatěžují tak páteř, kosti, klouby dolních končetin a další důležité orgány lidského těla.

Velký vliv na tlumení rázů má měkkost a pružnost povrchu. V poslední době, kdy již lze měřit průběh tlaků mezi nohou a obuví bylo potvrzeno, že při chůzi na tvrdých površích (beton, dlažba, asfalt) vznikají podstatně vyšší silové rázy, než při chůzi po površích pružných a měkkých (trávník, písek), nebo po površích umělých, používaných zejména při sportu. [71]



Obr. 1.8: Nárazové vlny při chůzi. [75]

Přirozené tlumení silových rázů vnikajících při chůzi, lze rozdělit do tří odlišných úrovní. Tlumení nižších hodnot silových rázů, zajišťuje tukový polštář pod patní kostí. Tato část nohy je pro pohyb člověka nezbytně důležitá, bez ní by se člověk nemohl pohybovat.

Střední rázové síly jsou tlumeny nožními klenbami, jak podélnou, tak i příčnou. Nevhodně volená obuv může tlumicí funkci nožních kleneb výrazně snížit. Naopak dobře volená velikost obuvi, vhodná konstrukce, materiál podešve nebo vkládacích stélek, mohou výrazně silové rázy eliminovat.

Významné tlumicí schopnosti, zejména pro vysoké hodnoty silových rázů, které jsou typické pro doskok, dopad apod. zajišťuje fyziologicky pružinový efekt dolních končetin vycházející ze skeletu, svalů, chrupavek a kloubů. Tlumicí mechanismus je v podstatě postupné otáčení segmentů v kloubech, které jsou blokovány pružinami - vazy a svaly.

1.7 Nášlapné síly a jejich tlumení

Dnešní populaci je z výše zmíněného pohledu možné označit jako populaci pravidelně obouvanou a pohybující se převážně na vytvrzených površích. Lidská noha je při zahajovací fázi nášlapu namáhána v patní části v míře až 1,5 násobku hmotnosti těla. Při běhu v obuvi může docházet k zatížení v patní části nohy až v míře čtyřnásobku hmotnosti těla a při běhu naboso po tvrdém povrchu se mohou zvýšit působící síly na chodidlo až na šestnásobek hmotnosti. Zmíněné nášlapné síly, které vznikají při chůzi, běhu či skoku, tlumí lidský pohybový aparát různými způsoby a jsou závislé na různých činitelích. Podle CAVANAGH [9, 17] se při zvyšující rychlosti chůze plantární tlak nohy zvyšuje a subjektivní hodnocení komfortu naopak snižuje. [12, 29, 35]

Zvláštní pozornost absorpčních vlastností podpatků požaduje sportovní a ochranná pracovní obuv. Pro stanovení hodnot absorpce energie v oblasti paty, platí pro pracovní obuv evropská harmonizovaná norma ČSN EN 344, podle které nesmí být schopnost absorbovat energii v oblasti paty obuvi menší než 20 J. Rovněž ostatní obuv podle normy ČSN 79 5600 Obuv – Požadavky a zkušební metody uvádí minimální hodnoty absorpce energie v patě pro všechny skupiny velikosti obuvi 20 J, pro obuv rekreační dokonce až 25 J.

1.7.1 Povrch

V dnešní době se povrchy, po kterých se moderní člověk pohybuje, vytvrzují (dlažba, beton asfalt) a tyto povrchy prakticky nejsou schopny tlumit nárazy v takové míře, jako dřívější přírodní „měkké“ (tráva, písek, bláto, apod.). Chůze po „tvrdých“ površích vykazuje podle OLFATA [11] tlaky až o 42 % vyšší než při chůzi po površích „měkkých“. Takové namáhání se časem může projevit

opotřebením kostí, kloubů a kloubních chrupavek dolních končetin i poškozením páteře. [15, 39, 40]

Proto se poměrně rychle začala nabídka obuvi rozšiřovat (doplňovat) o měkké, pružné vkládací stélky, které mají dobré tlumící vlastnosti a rozkládají vznikající nášlapné lokální tlaky. [10]

1.7.2 Pohybový aparát člověka

Lidský pohyb se odvíjí ze základního postoje, který nazýváme “posturou”, která je podle KRÁČMARA [58] definována jako prostor postavení polohy těla v klidovém stádiu včetně jeho segmentů. Z pohledu fyzikálního se jedná o klidový stav, ovšem při udržování klidové polohy těla se již jedná o dynamický proces, který vyvíjí nároky na řídicí mechanismy člověka. BALATKA [59] chápe posturu těla jako dynamický proces udržování jeho polohy a částí v neustále se měnícím prostředí.

Při dopadu chodidla na podložku dochází k nárazům, které tlumí především muskuloskeletální systém dolní končetiny a páteře člověka. Jedná s především o horní a dolní hlezenní kloub, kolenní a kyčelní kloub, klenby nožní a tukový polštář pod patní kostí, který podle CAVANAGHA [9, 17] tlumí až 20% všech nárazů. Tento tukový polštář se jako jediný v průběhu života jedince nikdy nezmenší. [43]

1.7.3 Spodkové dílce obuvi

Do spodkových dílců obuvi tlumící silové rázy vnikající při chůzi řadíme především podešev a stélky obuvi. Sorpce energie spodkovými dílci obuvi má vliv především na použitý materiál, ale i na tvar a dezén nášlapné části podešve. [13]

Lineární údaje o navýšení hmotnosti obuvi o 100 g znamená, že denně naše nohy zvednou o 1 tunu navíc. Hmotnost obuvi má být proto co nejmenší. Spodkové dílce obuvi mohou být z přírodních materiálů, kterými jsou např. useň nebo pryž popřípadě také ze syntetických materiálů. Ty jsou pro tlumení nášlapných sil vhodnější. Zejména za posledních 20 - 30 let, došlo k nárůstu větší škály plastových druhů materiálů, které mají specifické vlastnosti. Mezi takové materiály používající se k výrobě spodkových dílců obuvi patří např. PUR, EVAc, TPE a další. [18, 28, 45]

Volba vhodného materiálu pro spodkové dílce obuvi závisí na druhu obuvi a způsobu jejího použití. Nelze přitom odhlédnout od nákladové náročnosti výše zmíněných materiálů. V 80. letech

se objevoval v souvislosti s tlumením spodkových dílců obuvi, především u klasických podešví pojem „energy return“, který popisuje předpokládané tzv. „vrácení energie deformovaného materiálu“, o které se předpokládalo, že je využitelné pro další pohyb. NIGG [14] a jeho následné odborné studie tuto teorii vyvrátily.

Dodnes se však na trhu se sportovní obuvi můžeme setkat s případy takto propagované obuvi, jedná se především o reklamní kampaň zaměřenou na získání nových zákazníků. Takovou obuv si společnosti často testují v soukromých laboratořích a výsledky zkoušek nejsou z konkurenčních důvodů nezveřejňovány.

1.7.4. Zajištění kvality

V České republice obuv musí splňovat i svými fyzikálně-mechanickými vlastnostmi, obecnou bezpečností a hygienickou nezávadností použitých materiálů podmínky jakosti obvyklé, a to na základě zákona 634/1992 Sb., o ochraně spotřebitele (§3, písm.b). Jakost obvyklou pro obuv definují následující normy ČSN 79 5600 Obuv-Požadavky a zkušební metody a ČSN 79 5790 Obuv-přijatelné odchylky.

Pro nadstandardní hodnocení a certifikaci obuvi existuje značka Žirafa, která garantuje, že prodávaná dětská obuv odpovídá minimálním lékařským požadavkům, kterými jsou: dostatečný prostor v obuvi, tuhost, úměrná výška podpatku, varoční nebo kolmé postavení patní osy, pevný opatek, správně tvarovaný svršek obuvi, nezávadný použitý materiál, malá hmotnost obuvi a tlumení nášlapných sil.

1.8 Vkládací stélky

Vkládací stélkou je obuv obvykle vybavována z důvodů zlepšení mechanického komfortu díky schopnosti rozkládat vysoké lokální síly na větší plochu a schopností tlumit plantární silové rázy vznikající při chůzi, nebo běhu což dokazuje studie YUNGA [62]. Ani studie SAHARA [64] snažící se prokázat význam vkládacích stélek z hlediska snížení bolesti zad nebyla úspěšná. Vkládací stélky mohou být vybaveny antibakteriální úpravou a vkládací stélky zimní mohou být vybaveny termoizolační vrstvou (folií). [25, 27]

Stélka kopyta je do roviny rozvinutý tvar spodní plochy kopyta. Napínací i přišívací stélka umožňuje spojení svršku se spodkem obuvi. Vlepovací stélka obuvi je trvale vlepena do obuvi na povrch stélky

napínací. Vkládací stélka je volně vložená do hotové obuvi.

Vzhledem k velkému množství potních žláz na chodidle (až 400 žláz / 1cm²), by měl být brán zřetel na případnou nadměrnou potivost nohou, například vhodným výběrem materiálu nebo konstrukčním provedením stélky. [5, 12]

Pro pacienty trpící diabetem by měla být profylaktická obuv vybavena speciálními stélkami obuvi, dobře polštářované aby nevznikaly otlaky na plošce chodidla a měla by být vyrobena ze zdravotně nezávadných nedráždivých materiálů. Profylaktická stélka by neměla obsahovat tvrdé ortopedicky korekční dílce, které by mohly způsobit otlaky a případné poranění diabetické nohy. [30, 31, 32, 33] Podle PAYNE [34] u stélek vyráběných ortopedickými odborníky je plantární tlak výrazně redukován. Tloušťky běžných obuvnických stélek se pohybují přibližně od 2 do 4 mm. Tloušťka vkládacích stélek má zásadní vliv na velikost distribuce plantárních tlaků uvnitř obuvi. [35]

1.8.1 Konstrukce obuvnických stélek

Pro konstrukci tvaru stélek kopyta neexistuje jednotná světová norma. Jednotliví výrobci kopyt používají vlastní pravidla, která považují za výsledek dlouhodobého vývoje. V podmínkách bývalého Československa se používala např. podniková norma **PN 79 5023**. Jiné metodiky jsou používány např. u společnosti Fagus, Gebrüder Winkel, nebo u výrobců kopyt v Číně. [16, 26]

Technická norma ČSN 79 5600 Provedení obuvi udává, že provedení spodků musí být napínací stélka uvnitř obuvi bez vyčnívajících hřebíčků, skobiček apod. Okraje napínací stélky nesmějí narušovat linii tvaru obuvi. Podešev včetně rámku musí být po celém obvodu spojena se svrškem. Řez okraje podešve má být souměrný a bez nerovností. U podešví s nalepovaným rámkem musí být okraje rámku umístěny do klenkové části z vnitřní strany nohy. Mezera mezi těmito okraji nesmí být větší než 1,5 mm. Podpatky mají mít stejný tvar a výšku v páru. Spodkové součásti musí být vzájemně pevně spojeny. Okraje vlepovací stélky, půlstélky a patičky mají být hladké, bez záhybů a nemají odstávat.

Základem pro konstrukci stélky kopyta je otisk chodidla a základní rozměry nohy. Stélka kopyta musí být konstruována tak, aby nepříznivě neovlivňovala tvar a funkci nohy, především v přední prstové části, která je lehce deformovatelná a nejvíce podléhá módním požadavkům. Konstrukce stélky kopyta z otisku a obrysu chodidla se používá především při výrobě zakázkové

a těžké ortopedické obuvi. Pro sériovou výrobu obuvi se používají statisticky zpracované měření rozsáhlejších souborů. [24]

Vkládací nebo vlepovací stélka obuvi vychází ze stélky, která vychází z tvaru stélky kopyta. Výroba a rozměry vkládací stélky se mohou lišit podle stříhu nebo výrobního způsobu obuvi. V podstatě je v daných místech zmenšena po svém obvodu o 1 až 5 mm. [13, 28]

1.8.2 Druhy vkládacích stélek

Druhy vkládacích stélek obuvi můžeme rozlišovat podle velikosti na stélky, půlstélky, podpatěnky. Ortopedické či korekční dílce lze rozdělit podle výroby na individuální a sériové. Individuální stélky a korekční dílce by měl předepisovat odborný lékař (ortoped, podolog, podiater), což se mnohdy neděje. Zákazník má možnost volného zakoupení v lékárnách, kde obvykle není dostatečně odborně školený personál, který nedokáže přesně doporučit daný korekční dílec se specifickým zaměřením různých deformit. [38]

Před předepsáním ortopedické stélky obuvi by mělo předcházet odborné vyšetření pacienta, nejčastěji pomoci plantografu. Podografické vyšetření má několik výhod, mezi které patří přesné určení anatomické pozice nohy, snadná manipulace, cenová dostupnost a následná archivace. V současné době se však začínají prosazovat elektronické systémy, které jsou založeny na bezdotykovém snímání chodidla nebo otiskem do paměťové pěny, tzv. trojdimenzionální otisk, po kterém následuje sádrový odlitek, který slouží jako kopyto pro výrobu ortopedické stélky. Ortopedické stélky by měly obecně korigovat postavení nohy, přispívat ke komfortu a úlevy od bolesti, zlepšovat stabilitu a stereotyp chůze, prevence proti otlakům a měly by zpomalovat progresi deformit.

Předpis a úhrady ortopedických pomůcek pojišťovny:

- a) ortopedické stélky speciální: 80 % hradí ZP (kód 00971), doplatek cca. 250 Kč až 300 Kč za 1 pár/6měsíců; možnost zhotovení 3D otisku a sádrového odlitku.
- b) ortopedické stélky individuální: ZP hradí 100,- Kč (kód 00969), doplatek cca. 700 Kč až 900 Kč za 1 pár/12 měsíců.
- c) ortopedické stélky dětské: ZP hradí 300,- Kč (kód 05250), doplatek cca. 150 Kč až 400 Kč za 1 pár/6měsíců.

Pro ortopedické stélky obuvi se používají základní značky a zkratky, které nacházejí uplatnění zejména v měrných listech, které slouží pro podklady pro výrobu stélek. Používání jednotného značení přispívá k jednodušší orientaci odborníků, k jasné konstrukční charakteristice požadavků na konkrétní stélku (popř. vložku) obuvi, ale slouží i k prevenci případných reklamací ze strany zákazníka. Jelikož nejsou zmiňované značky v obuvnickém průmyslu běžně známi a používány, jsou uvedeny a stručně specifikovány v této práci. [72]

Základní značky ortopedických stélek (vložek) obuvi



Stélka pro podélně plochou nohu

Značka přímo udává zvýšení a délku okraje základní stélky v klenbě plosky nohy. Neodpovídá-li zvýšení nožní klenby klenbě běžně vyráběných kopyt, udává uvedené číslo výšky nožní klenby od podložky.



Stélka pro příčnou klenbu

Značka přímo udává místo uložení metatarsálního polštáře - srdíčka, jehož nejvyšší bod by měl být číselně označen.



Důležitá místa plosky nohy

Bez uvedení jiných značek udává předpis úpravy na plosce kopyta.



Výška

Značka se doplňuje číslem a udává nejvyšší bod měření od měrné podložky.

Zvýšená plocha



Ohraničená výšková značka udává plochu úpravy s jejím nejvyšším bodem.

Zkřížené prsty



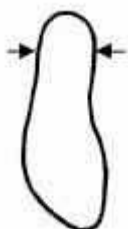
Zkřížené prsty se zakreslují přes spodní prst. Nejvyšší bod prstu měřený od podložky je vyznačen výškovou značkou a číslem.

Kuří oka



Tato značka může být podle potřeby doplněna označením místa výskytu (šipkou), výškovou značkou a popisem, kde číselné označení udává výšku výskytu od měrné podložky.

Směr měření



Šipka směřuje do bodu vady. Připojené číslo udává naměřenou hodnotu.

Sklon paty uvádí přímo sklon paty. Na tomto nákresu je podle potřeby zakreslena vada na patě nohy přímo v místě jejího výskytu. Značka může být doplněna šipkou, která označuje místo výskytu, a číslem, které udává naměřenou výšku od měrné podložky.

Změny naměřených hodnot

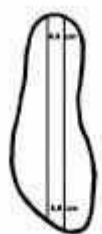


Zapsané hodnoty, které neodpovídají velikosti obkresu plosky nohy, zmenšené nebo zvětšené na přání zákazníka jsou označeny dvojitým zatržením barevnou tužkou (červenou) a potvrzeny podpisem zákazníka.



Korekce tvaru nohy

Tvar plosky kopyta je přímo zakreslen přes obkres plosky nohy.

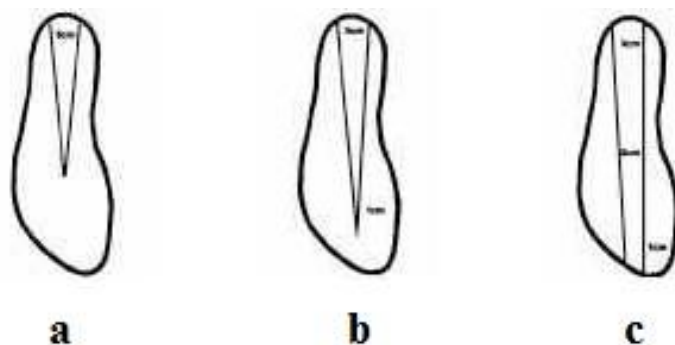


Regulační stélky

Značka doplněná číselným uvedením výšky vyznačuje vložku tvaru normálního chodidla s maximální výškou 5 mm, která je vyjímatelná z obuvi.

Klínovité vyrovnání slouží ke korekci dolní končetiny a tím většinou i ke srovnání celé postury pacienta. Klíny jsou využívány například pro poúrazové stavy, při zkratech dolních končetin, nebo při nesprávném valgózním nebo varózním postavení patní kosti. Často se při prohlídce skoliotického pacienta stává, že se odborný lékař zaměří pouze na trup a dolní končetiny opomene. Přitom projev skoliózy může mít hlavní příčinu právě při zkratu končetiny. Při použití vhodného klínu, který by měl kompenzovat příslušný zkrat dolní končetiny (DK) postupně (nedoporučovat ihned celkový rozdíl od zdravé DK) se běžně skolióza značně srovná! Dolní končetiny jsou lékaři často nevhodně měřeny, např. od kyčlí po střed kotníku, který je však umístěn u každého pacienta odlišně. Proto je vhodné měřit pacienta ve stoji od příslušných bodů na kyčlích celou DK až po podložku, pomocí laseru.

Klíny: Zakreslená značka vyznačuje přímo směr a délku klínovitého vyrovnání. Číselné označení určuje sklon vyrovnávacího klínu.



Obr. 1.9 Značky klínů ortopedických stélek obuvi. [72]

a - klín k příčné ose nohy, b - přes příčnou osu nohy, c - přes špičku nohy



Obr. 1.10 Značky vad nohou [72]

Odpovídající označení jsou zakreslovány v obrysu (obkresu) nohy v poloze, která odpovídá výskytu vady. Značky, které odpovídají tvaru dané vady, podle potřeby doplněné šipkou nebo výškovou značkou a číslem udávají místo a výšku výskytu vady naměřené od měrné podložky. Složitější případy je nutno doplnit zpřesňujícím popisem.

Vkládací plastické stélky (vločky) obuvi

Plastické stélky jsou předepisovány na měrném listě popisem a stupněm vyrovnání. Zvyšují a vyrovnávají stabilitu vadné nohy. Jsou vypracovány v předepsaných výškách na upravená ortopedická kopyta. Z obuvi jsou vyjímatelné.

I. stupeň Vypracování plastických vložek v maximální výšce 5 mm.

II. stupeň Vypracování plastických vložek v maximální výšce 10 mm. Úprava kopyta spočívá jak v úpravě plosky kopyta, tak i horní části kopyta.

III. stupeň Vypracování plastických vložek v minimální výšce 10 mm. Úprava kopyta pro větší deformaci nohy spočívá jak v úpravě plosky kopyta, tak i horní části kopyta. [72]



Obr. 1.11 Značky ortopedických stélek obuvi. [72]

Pro upřesnění a doplnění uvedených značek ortopedických stélek obuvi jsou zavedeny níže uvedené zkratky:

obě - označení pro obě nohy

pr. - označení pro pravou nohu

lev. - označení pro levou nohu

z nohy - strana zevní

do nohy - strana vnitřní

zvýšit - zvýšení spodku obuvi v předepsaném místě s předepsanou hodnotou

rozšířit - rozšíření okraje spodku obuvi v předepsaném místě o předepsanou hodnotu

šikmo rozšířit - rozšíření a sešikmení spodku obuvi v předepsaném místě o předepsanou hodnotu [72]

Podle předních podiatrických odborníků je v současné době více než polovina předepisovaných stélek obuvi nevhodně vyrobena, protože není vhodně přizpůsobena danému chodidlu a tudíž je bez efektivního využití. Lékař by měl také zkontrolovat a zdokumentovat předepsanou stélku a její účinnost na pacientovi.

V současné době je obuvnickými firmami produkováno velké množství vkládacích stélek. Od stélek pro běžné použití, až po stélky speciální např. pro vrcholové sportovce. Obuvnické stélky jsou často kombinovány z více materiálů a mohou tak uživateli poskytnout různé vlastnosti v jednotlivých

oblastech stélky.



*Obr. 1.12: Ukázky ortopedických pŕstélek
a stélek obuvi. [71]*

1.8.3 Deformity nohou

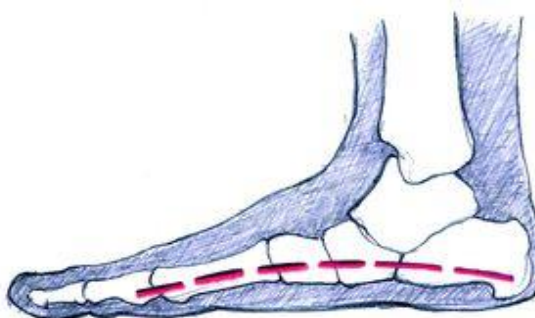
Jelikož je práce zaměřena na popis a testování vkládacích stélek obuvi, uvádí zde autor základní přehled deformit nohou, které se nepřímó vztahují ke stélkám obuvi ať už běžných, ortopedických nebo speciálních. Nutno zmínit, že jakákoliv deformita by měla být individuálně odborně posouzena a navrhnutá její terapie.

Deformity nohou, mohou být vrozené nebo získané. Nožní klenby, viz obr. 1.12, rozdělujeme na ploché, zdravě klenuté a vysoké nohy.



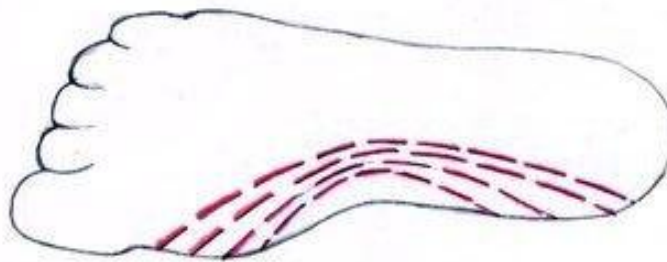
Obr. 1.13: Stupně deformit nohou. [75]

Plochá klenba je nejčastější deformita projevující se od nízkého věku (přibližně od 3 let) až po stáří. Klenba vzniká poklesem podélné (mediální) klenby nohy a je často doprovázena valgozitou paty. [4]



Obr. 1.14: Plochá noha.[75]

Podélně plochá noha se projevuje především poklesem vnitřní podélné klenby s doprovázejícím zvýšeným valgózním postavením paty. Tento jev může být provázen pálením chodidla a nadměrným pocením. Rozeznáváme tři stupně, (obr. 1.13). Podélná nožní klenba je vytvořena již při narození jedince, u kojenců je však vyplněna tukovým polštářem, který vymizí kolem druhého roku života. Jako podpora podélné klenby se používá výztuha, která podepře podélnou klenbu nohy v klenkové části obuvi. Může být součástí vkládací stélky, nebo půl stélky, ale ne vždy vyhovuje každému chodidlu (obr. 1.15). [8]

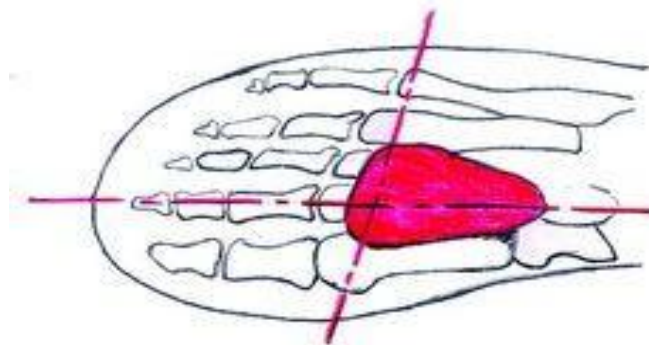


Obr. 1.15: Ukázka podpory podélné klenby. [75]

Příčně plochá noha vzniká přetěžováním přední příčné klenby, např. dlouhodobé nošení obuvi s vysokým podpatkem či dlouhodobé nošení příliš úzké obuvi. Může vznikat také u obézních osob, dlouhodobým stáním, či nošením těžkých břemen. Důsledkem této deformity mohou být bolesti v předonoží, bolesti lýtkového svalu, nepružná chůze, která vede k bolestem v kyčlích a zádech. Doporučuje se obuv s pevným klenkem, opatkem a s nízkým podpatkem.

Během vývoje dětské nohy je v útlém věku zadní část nohy ve valgózním postavení. Růstem dochází ke stabilizaci vazů a vyrovnání štěrbiný hlezenního kloubu, který je šikmo. Podélná klenba je u dětí vytvořena při narození, je však vyplněna tukovým polštářkem. Valgozita paty je kolem 3 let věku ještě zesílena fyziologickou valgozitou kolen. Do 6 let věku by však mělo dojít samovolně k vyrovnání osy kolen a paty do max. 5 st. valgozity. Patologický je nález valgozity paty více než 20 st. v 6 letech věku, rozhodující pro diagnostiku je však funkční nález. Při odlehčení a při stoji na špičkách se klenba zvýrazní.

U dětí se tedy většina plochonoží upraví samo, postupným růstem a vyzríváním vaziva. Nejdůležitějším nástrojem pro zlepšení je aktivní cvičení, např. stretching nebo jízda na kole. Pro korekci problémů se používá dílec nazývaný „metatarzální srdíčko“, který podpírá hlavičky pokleslých nártních kostí tlačících na měkké tkáně plosky chodidel. Podpora (metatarzální srdíčko) nesmí být umístěna přímo pod hlavičky nártových kostí, ale musí být umístěna před hlavičkami nártních kostí tak, aby došlo k jejich nadzvednutí. Takto se napomůže k obnově příčné klenby, hlavičky nártových kostí přitom jsou funkčně odlehčeny a nevyvozuji vysoké lokální tlaky. V některých případech dané dolní končetiny je vhodnějším řešením stabilizace paty, tj. použití dostatečné patní misky stélky obuvi, než použití metatarzálního srdíčka. [11, 19]



Obr. 1.16: Umístění metatarzálního „srdíčka“. [75]

Vysoká noha (lukovitá noha, vyklenutá noha viz obr. 1.14) řadíme do deformit vrozených a lze ji objektivně identifikovat až ve školním věku. Vyskytuje se podle Šťastné [3] častěji u dívek, v míře až 16 %. Projevuje se extrémním vyklenutím podélné klenby, přičemž přední příčná klenba je obvykle snižena. Příčinou je dysfunkce vnitřních svalů plosky nohy. Vysoký nárt I stupně, je v populaci známou vadou a často komplikuje nákup běžné obuvi. Achillova šlacha bývá zkrácená, noha je málo pružná a někdy bolestivá. Příčinou deformity je svalová nerovnováha vznikající při poruchách míchy, svalových chorobách, u obrn, nebo trvalým nošením krátké obuvi. Doporučuje se nosit obuv se šněrovacím uzavíracím systémem a s dostatečným prostorem v oblasti nártu. [4, 15]



Obr. 1.17: Vysoká noha. [75]

Noha svislá může vzniknout poruchou rovnováhy svalových skupin na bérce, nejčastěji u nervových poruch např. DMO (dětská mozková obrna), po zánětech nebo traumatech, dočasně po sutuře Achillovy šlacha, dříve u žen nosících trvale vysoké podpatky. Noha svislá našlapuje jen na předonoží, na patu nelze ani pasivně došlápnout a prsty jsou v extrémní dorzální flexi. Doporučují se cviky popř. operačně sádrou. [70]

Noha hákovitá (patní) je opakem nohy svislé, může být vrozená, nebo např. při obrně nebo poškození Achillovy šlachy. Noha patní je fixována v dorzální flexi se svislým postavením patní kosti (kalkanea). U lehkého postižení se doporučují pouze cviky, u těžších případů je řešením pouze operace.

Varozita, valgozita spočívá v nesprávném postavení kosti patní, a jak vyplývá z názvu má dvě základní varianty:

a) postavení valgózní (vbočené) do tvaru písmene X.

b) postavení varózní (vybočené) do tvaru písmene O. viz obr. 1.14.

Odborníci (ortopedi) obecně doporučují používat obuv vyšších střihů s pevným vedením paty, dostatečně tuhý opatek, vkladací stélku s miskovitým tvarem v patní části či asymetrickými podpatěnkami, které křivý nášlap korigují.



Obr. 1.18: Postavení patní kosti. [75]

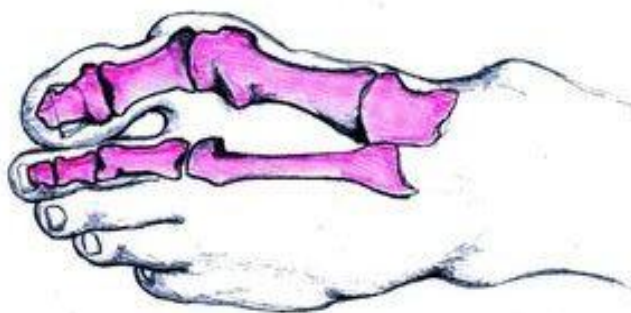
Noha plocho-vbočená postihuje jedince v růstovém věku, kdy dochází k „oploštění“ mediální klenby, pata nohy stojí ve zvýšeně valgózním postavení.

Dětská flexibilní plochá noha tato deformita se projevuje u dětí v důsledku laxicity vazů, kde dochází k oploštění mediální podélné klenby a u 3. stupně až k její konvexitě. Může ji doprovázet valgózní pata. Tato deformita se řadí mezi získané např. přetěžováním, dlouhým stáním nebo nadváhou. Mohou se vyskytovat pocity únavy v nohou, pálení, píchání, tupý tlak, brnění lýtkových svalů, otoky kolem kotníků, bolesti jdoucí na přední plochu bérce. Uvedené obtíže mizí klidem.

Vbočený palec (Hallux Valgus) je dle lékařských studií řazen do dědičných dispozic a vzniká hlavně při spolupůsobení zevních příčin, zejména nošením prostorově nevhodné obuvi (v přední části příliš

zúžené a s vysokým podpatkem), jedná se tedy o statickou deformitu, kterou často předchází příčně ploché nohy nebo revmatická polyartritida. Vbočený palec se častěji vyskytuje u žen než u mužů. U malých dětí může vbočení vzniknout nošením příliš těsných punčocháčů a ponožek. Vbočený palec se projevuje přikláněním k ostatním prstům a může se ojedinele podsouvat nebo překrývat pod či nad druhý prst. Může být doprovázen poklesem a rozšířením přední příčné klenby nožní. Noha se příčně rozšiřuje a v místě hlavičky první nártní kosti se tlakem svršku obuvi vytváří kostěný výrůstek. Mezi výrůstkem a kůží vzniká jako ochrana před tlakem váček, který se nezřídka bolestivě zanítí, vytváří se zde otlaky či kuří oka. Základní kloub palce postupně tuhne a zamezuje správnému odvíjení palce při chůzi. V důsledku toho začne být nesprávně namáhána celá noha.

Jako podpora se používá „palcový korektor“, ale často účinně pomůže až provedená operace, kterých v současné době existuje několik variant provedení. [7, 17]



Obr. 1.19: *Hallux Valgus*. [75]

Vybočený palec (*Hallux varus*) vzniká vzácně při operační hyperkorekci *hallux valgus*, vyskytuje se i výjimečně jako vrozená vada.

Vbočený pátý prst nohy je zrcadlový obraz vbočeného palce a je poměrně častým jevem, má však menší vliv na biomechaniku dolní končetiny. Vbočený pátý prst se uchyluje k ostatním prstům, při větší úchylce může dojít k přesunutí přes čtvrtý prst. Jako korektor slouží tvarový dílec, který je běžně k prodeji dostupný v lékárnách.

Rigidní palec (*Hallux rigidus*) jedná se o těžkou artrózu kloubu palce, vyskytuje se více u mužů. Doprovází bolesti při chůzi z důvodů omezení hybnosti, zejména v dorsiflexi odvalu chodidla.

Saxlova exostóza (šněrovací hrbol) bolestivý hrbol na hřbetu nohy tvořený exostózami při skloubení

báze I. mtt. a mediální kosti klínové. Vzniká chronickým drážděním při vysokém nártu tlakem obuvi. V některých případech může dojít ke vzniku burzy se zánětem. K nápravě je nutné provést úpravu na obuvi.

Haglundova exostoza jedná se o vadu s vrozenou dispozicí, která má jiný tvar horního pólu tuber calcanei, protažený nahoru proti Achillově šlaše. Vyskytuje se u hokejistů, bruslařů a vzniká nevhodnou obuvi a tlakem opatků.

Metatarzalgie je souhrnný název pro bolestivé afekce přednoží. Vyznačuje se bolestmi přední části nohy, způsobenou nejčastěji přetížením přednoží s následnou fixovanou plantární prominencí hlaviček metatarsů. Příčinami mohou být např. revmatoidní artritida, DNA, poúrazové stavy nebo některé druhy chorob. Doporučovány jsou individuální ortopedické vložky s metatarzálním srdíčkovým vyvýšením, masáže a fyzikální terapie.

Drápovitý prst postihuje klouby u menších prstů neboli prstců, způsobující prstec zkroucený dolů. Nadměrné odírání, tlak špičky a konečků prstců v obuvi pak způsobuje bolest. Pohyb chodidla tak může být omezující, což vede k mimořádnému tlaku na určité části chodidla, čímž dochází k jeho přetěžování.

Kladívkovité prsty je typický u 90° flexe v proximálním falangeálním kloubu, nad kterým se tvoří otlak. Kladívkovité prsty vznikají nošením prostorově nevhodné obuvi, nejčastěji krátké nebo nadměrně špičaté obuvi. Kladívkovité prsty jsou v podstatě trvale skrčeny, kdy základní klouby klesají a postupně dochází k zahnutí postižených prstů. Časem prsty v nesprávné pozici ztuhnou. Obuv tlačí na vyčnívající klouby, prsty se v nouzi chrání zrohovatělou kůží a vzniká „kuří oko“ jako poslední pokus ochránit citlivou kost před tlakovým přetížením. Tyto uvedené typy deformit prstů přibývají s věkem.

Paličkovitý prst je deformovaný prstec u nohy tak, že se poslední článek prstce stočí směrem dolů k chodidlu a vytvoří tím tak z prstu písmeno "C". Tato vada je poměrně snadno chirurgicky odstranitelná. Vyskytuje se nejčastěji u menších prstců.



Obr. 1.20: Drápovitý prst, Kladívkovitý prst, Paličkovitý prst. [75]

Patní ostruha neboli dolní hrbol patní kosti, (obr. 11), může vznikat u podélně ploché nohy a bývá doprovázena váčkem, což je při chůzi velmi bolestivé, a proto se odlehčuje podpatěnkou (obr. 12), která má na ostruhu vybrání. Vzniká při 40 – 60 rokem života.

U dospívajících děvčat, se při častém užívání těsného mokasínového nebo lodičkového stříhu objevuje tzv. dvojitá pata „Haglundova exostosa“. Deformita se musí v postiženém místě odlehčovat. V některých případech se deformita sama upraví. Onemocnění nohou může být dermatologické, zejména mykózy, kterých je mnoho druhů. Dalšími typy onemocnění mohou být např.: puchýře, které vznikají opakovaným třením, nebo déle působícím tlakem obuvi na určitou část nohy.

„**Kuří oka**“, která jsou ztuhlejší vnější vrstvou pokožky, od mozolu se liší tím, že jeho střední část, je tvrdší než ostatní rohovina. Bradavice patří mezi virová kožní onemocnění nohou, způsobená drobnými mikroorganismy. Svědivý kožní zánět (dermatitida) je reakce na podráždění pokožky, které může vyvolat i použitý materiál u nošené obuvi. Nemoci nehtů patří mezi houbová onemocnění, která postihují až 50% všech nehtových problémů. Nehty mohou být zarostlé nebo ztuhlejší. [20]



Obr. 1.21: Noha s patní ostruhou. [75]

Hyperlaxicita neboli zvýšenou volností vaziva trpí přibližně až 5% populace. S tímto onemocněním souvisí pojem **Hypermobilita**, jedná se o stav, kdy jsou klouby enormně uvolněné. Hypermobilní klouby jsou pohyblivé více než obvykle, což je nežádoucí, a tudíž jsou náchylné k zablokování. Kloub se může snadno přesunout ze své fyziologické polohy do jiné, ve které ale není schopen vykonávat svou funkci.

Dětská mozková obrna (DMO) jedná se o svalovou nerovnováhu, která může vznikat při porodu dítěte. U DMO může docházet i k trvalým změnám na kostech v oblasti hlezna. Chůze dětí s DMO je většinou tvrdá a rigidní s prudkými nárazy na podložku.

Polydaktylie je vrozenou vadou, která se projevuje zdvojením prstů. Přibližně v 80 % se vyskytuje na malíkové straně. Amputace nadpočetného prstu se doporučuje mezi 10. – 12. měsícem věku.

Zarostlý nehet Vzniká mnohdy špatnou metodou stříhání nehtů (nehty na noze se mají stříhat téměř rovně (nikoli do kulata), kdy na nepřístupném okraji nehtu vzniká jakási špička, která potom dráždí okolní nehtový val, zraňuje jej a dochází k druhotné infekci.

Tylomy jsou kožní hyperkeratózy (nášlapky) vznikající v místech zvýšeného tlaku kosti proti podložce (např. do plosky prominující hlavičky metatazů při příčně ploché noze). Někdy vznikají při chronickém dráždění např. tlakem obuvi tzv. **burzitidy**, tedy záněty podkožních tíhových váčků, které se obtížně léčí např. pedikérskou péčí, úpravou obuvi nebo lokální aplikací protizánětlivých gelů.

2 CÍL PRÁCE

V současné době není znám jednoznačný předpis, norma, nebo bližší ucelené požadavky na užité vlastnosti obuvnických vlepovacích, nebo vkládacích stélek. Je to dáno tím, že výstižný popis průběhu tlumících vlastností spodkových dílců je složitý jev, který je ovlivňován řadou činitelů. Především je to hmotnost jedince (sportovce, pracovníka apod.), dále styl chůze či běhu (rychlost dopadu nohy na povrch), tvrdost povrchu, a další.

Proto byly na základě výše zmíněných faktorů vybrány ty vlivy, které se na základě literární rešerše jeví jako významné. Dále byla koncepce experimentální části připravována tak, aby se probíhající vlivy co nejvíce přibližovaly reálným hodnotám při tlumení nášlapných sil.

Cílem experimentu je ověření míry tlumení nášlapných sil obutých nohou zajišťované měkkými pružnými vkládacími dílci. Pro experiment byly zvoleny různé druhy latexových směsí na bázi syntetického kaučuku s měnícími (odstupňovanými) poměry plniv. Latexové měkké materiály jsou v obuvnickém průmyslu využívány především při výrobě vkládacích nebo vlepovacích stélek, popřípadě k výrobě ortopedických korekčních dílců nebo k polštářování vnitřního vybavení obuvi.

Na základě výše uvedených skutečností je možné formulovat tuto pracovní hypotézu:

Měkké pružné materiály používané pro výrobu vkládacích stélek pro sportovní obuv, se svými deformačními vlastnostmi projevují při tlumení nášlapných sil při chůzi a běhu.

3 ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ

Pro experimentální část byly zvoleny tři základní metody:

3.1 Zkouška přenosovým útlumem

Tato zkouška nám umožňuje získat hodnoty charakterizující útlumové vlastnosti zkoušeného materiálu.

3.2.1 Zkouška padajícím závažím (Falling Weight Test)

Jedná se o zkoušku založenou na principu tlumení účinku definovaného tělesa volným pádem z výšky.

3.2.2 Zkouška hydraulickým zátěžovým namáháním (Hydraulic Impact Test)

Je zkouška založená na principu opakovaného tlakového zatěžování zkušební tělesa.

3.2.3 Měření deformace hydraulickým zátěžovým namáháním po opakované tlakové zátěži

Zkouška je založená opět na principu opakovaného tlakového zatěžování zkušební tělesa po opakované tlakové zátěži a následné relaxaci zkušebních těles.

V první fázi experimentu bylo přihlédnuto k přístrojovému vybavení laboratoří Ústavu Fyziky a materiálového inženýrství Fakulty technologické Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně. V úvodní části byly provedeny obvyklé základní mechanické zkoušky: pevnost v tahu, přenosový útlum testovaných vzorků, odrazová pružnost a míra deformace za podmínek statického zatížení. Na základě těchto zkoušek byla vyrobena nová řada zkušebních tělísek s mírnou úpravou objemu plniv (přesné poměry viz tab. 1 a 3).

Ve druhé části experimentu byly provedeny zkoušky na pracovišti biomechanické laboratoře Technické Univerzity Chemnitz v Německu. Byly to metody měření dynamického rázového namáhání Zkouška padajícím závažím „Falling Weight tests“ a zkouška hydraulickým zátěžovým namáháním „Hydraulic impact tests“. Uvedené zkoušky byly vhodné pro testování různých druhů vkládacích stélek v obuvi při dynamickém zatížení.

Ve třetí fázi byly prováděny zkoušky opět na Ústavu Fyziky a materiálového inženýrství Fakulty technologické Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně. Zde byly prováděny zkoušky hydraulickým postupným zatěžováním se zaměřením na míru deformace neboli únavu u testovaných zkušebních těles.

Pro experiment byly použity následující normy: ČSN 79 5601, Třídění obuvi a ČSN 79 5790 Obuv - Přijatelné odchylky z ledna 2011 a ČSN 79 5600 Obuv – Požadavky a metody zkoušení z ledna 2005.

Výběr zkušebních těles pro základní mechanické testování

Pro úvodní mechanické testy bylo připraveno pro každou zkoušku 84 zkušebních těles. U všech zkušebních těles bylo použito pojivo na bázi syntetického SBR kaučuku. Pro experiment byly vyrobeny čtyři skupiny směsí lišící se výrobními recepturami, viz tab. 1 a 3. Všechna zkušební tělesa byla měřena digitálním mikrometrem na 5 místech. Pokud se již jednalo o reálný tvar, tloušťka materiálu byla zjišťována v patní oblasti stélek nebo podešví. Naměřené hodnoty byly pro každé zkušební těleso aritmeticky zprůměrovány.

Výroba zkušebních těles

Technologie výroby kaučuků pro všeobecné použití a jejich vlastnosti se stále vyvíjejí a inovují buď to z důvodů technologických, nebo ekonomických. Zkoumají se alternativní polymerační postupy (např. polymerace v plynné fázi) nebo další typy mikrostruktur (např. s vysokým obsahem trans-). Zkušební tělesa byla konkrétně vyrobena z Butadien styrenového kaučuku SBR. Jedná se o surovinu, která se získává z ropy. SBR je kopolymer butadienu a styrenu. SBR se vyrábí s různým obsahem styrenu v emulzi i roztoku. K dosažení dobrých mechanických vlastností musí SBR vulkanizát obsahovat ztužující plniva, kterými byly korkový prášek a prášková pigmentová krycí barva. Kaučuky mají schopnost pojmout vysoké koncentrace plniv, která zlepšují, popřípadě zhoršují jejich vlastnosti. Plniva i dané vlastnosti kaučukové směsi na sobě vždy navzájem souvisí. Korkový prášek jako klasické plnivo ale zejména barviva, byla přidávána do směsi SBR v neobvyklých poměrech tak, aby byla zajištěna různorodost testovaných zkušebních těles. Barvivo se obvykle používá pouze pro požadované zabarvení směsi výrobku. Ztužující plniva byla přidávána v různých poměrech, které jsou uvedeny v tab. 1, 3.

Obecně se jedná o jeden z nejdůležitějších kaučuků, který se připravuje emulzní polymerací i polymerací aniontů. V případě polymerace radikálovým mechanismem představuje poměr složek 70 -78% butadienu a 20 - 30 % styrenu. Polymerace probíhala aniontovým mechanismem. Butyllithiový katalyzátor řídil poměr 1,4 a 1,2 struktury butadienových jednotek čímž dochází k výrobě lehčeného typu SBR. [73, 74]

V gumárenských směsích se koncentrace přísad označuje dsk (díly na sto dílů kaučuku). Základ takové směsi tvoří 100 dílů kaučuku. Složení kaučukové SBR směsi se provádí se v roztoku alifatického rozpouštědla, čímž vznikají statistické kopolymery v důsledku přísad.

Hlavní přísady dsk: koloidní sýra– Suprogel NSC 50:100, korkový prášek a pigmentové krycí barvivo v poměrech viz tab. 1 a 3, olejnaté mýdlo - Slipol, fluorokřemičitan 45:100, nadouvadlo - vzduch.

Uvedeným postupem a dodržáním stejných poměrů přísad dosáhneme dodržení regulované mikrostruktury. Výsledkem je lepší zpracovatelnost, rychlejší vulkanizace a jednotné vlastnosti materiálu.

Směs SBR kaučuku je obecně často komplikována omezenou rozpustností složek systému. Proto někdy mohou působit problémy při dalším zpracování (vzhled výrobků). Proto je nutné na počátku zpracování SBR kaučuku snížit molekulovou hmotnost polymerací odbouráním smykovými silami (mícháním). Míchání probíhá pod tlakem 0,5 bar. Přichystaná směs byla vylitá do forem, které představovali tvar požadovaných zkušebních těles pro zkoušky přenosovým útlumem 60 x 60 mm a pro zkoušky padajícím závažím a hydraulickým postupným zatěžováním byla SBR směs vylitá do forem představující reálný tvar vkládacích stélek obuvi.

Sirnou vulkanizací přechází plastická kaučuková směs v elastický vulkanizát. Technologické podmínky vulkanizace: Teplota = 180 °C, čas = 16 min.

3.1 Tvar a složení zkušebních těles pro zkoušky přenosovým útlumem

Zkušební tělesa byla vyrobena technologií odléváním z připravené našlehané latexové směsi

v poměrech uvedených v tabulkách 1, 3.

Pro každou ze čtyř odlišných receptur bylo připraveno celkem 21 ks zkušebních těles, která byla rozdělena do jednotlivých tloušťek materiálů: 1, 3 a 6 mm ($\pm 0,4$ mm). Pro každou tloušťku bylo tedy vyrobeno 7 kusů zkušebních těles. [36]

Při výrobě byla použita speciálně zhotovená forma umožňující výrobu těles o rozměrech 60 x 60 mm, ve třech výše uvedených tloušťkách. Tento rozměr vycházel z doporučení výrobce testovacího přístroje Brüel & Kjær.

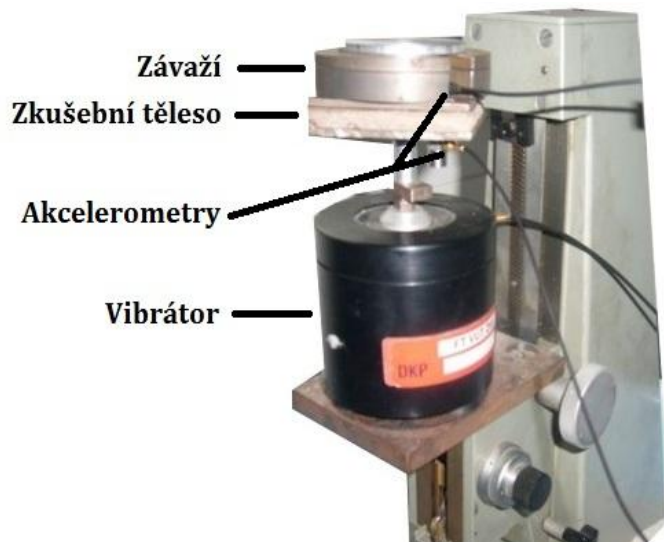
Materiál	Přídavek plniv [%]			
SBR latex	-			
SBR latex + barvivo	0,3	0,5	0,7	1,0
SBR latex + korkový prášek	2,0	5,0	7,0	10,0
SBR latex +2 % korek + barva	0,5	0,7	1,0	-

Tab. 1: Přehled zkušebních těles s jednotlivými přídavky plniv pro zkoušky přenosovým útlumem. (specifikace plniv je uvedena v kapitole 3.2)



Obr. 3.1: Zkušební tělesa hlavních materiálových skupin. [75]

Popis přístroje a postup měření přenosového útlumu



Obr. 3.2: Pohled na měřící část přístroje na měření přenosového útlumu
Bruel & Kjaer typ 2034. [75]

Měření přenosového útlumu přístrojem Bruel & Kjaer je mechanická dynamická zkouška, u které je zjišťován přenosový útlum zkoušeného materiálu [dB], který je zatěžován mechanickými vibracemi vyvolanými generátorem o nastavitelných hodnotách kmitočtu [Hz]. Tlumení je způsobováno přeměnou mechanické energie při vibracích přenášených strukturou testovaného materiálu na tepelnou energii (+ mechanické ztráty). Působení (nastavených) vibrací na materiál je budící silou dodávaná energie do přenosové soustavy (struktury vzorku). Tím dochází ke změnám hodnoty amplitudy kmitavého pohybu. Tyto změny se mohou pohybovat v rovnováze (nebo nerovnováze) mezi energií dodávanou a energií ztracenou v důsledku tlumení.

Zkušební tělesa byla připevněna kyano-akrylátovým adhezivem na plochy dvou desek strojního zařízení. Tyto desky byly následně upevňovány k vibrátoru. Horní deska byla zatížena závažím o hmotnosti 496,5 g, které bylo zabezpečeno proti pohybu. Přenosová soustava je opatřena na spodní a horní straně akcelerometry (snímači zrychlení), které zaznamenávají zrychlení vstupního a výstupního mechanického kmitání neboli vibrací. [41]

Pojem vibrace se rozumí obecné mechanické kmitání působící na člověka popř. i na předměty. Mechanické kmitání, se kterým se běžně setkáváme, je tvořeno většinou strojními mechanismy (např. těžká průmyslová technika). Při práci takových strojů se vyžaduje, aby byly mechanické kmity

konkrétní (správná funkce stroje). Současně je však nutno sledovat nežádoucí mechanické kmitání, které může být příčinou poruch strojního zařízení a také mechanické kmitání působící na obsluhu stroje nebo jiné nepřímé osoby, která je kmitáním zasahována. [41]

Mechanické kmitání je fyzikální jev, kdy hmotný bod nebo tuhé těleso zaujímají v čase různé polohy v prostoru tak, že se pohybují v určitém intervalu vzdálenosti, který nepřekročí, kolem tzv. rovnovážné polohy. Počet cyklů kmitavého mechanického pohybu za 1 s se nazývá kmitočet. Mechanický kmitavý pohyb má buď jednoduchý průběh a obsahuje pouze jednu složku o určitém kmitočtu, nebo složený průběh, který obsahuje menší počty složek s různými kmitočty. Komplexní modul pružnosti je určen poměrem mechanického napětí k poměrné deformaci. [41]

Před započítáním měření je nutné provádět nulté měření a následně tři další úvodní měření, mezi kterými byl materiál ponechán nejméně 30 minut bez namáhání z důvodů možné rozměrové relaxace. Ze třech měření byl vypočítán aritmetický průměr a směrodatná odchylka a tím i přesnost měření.

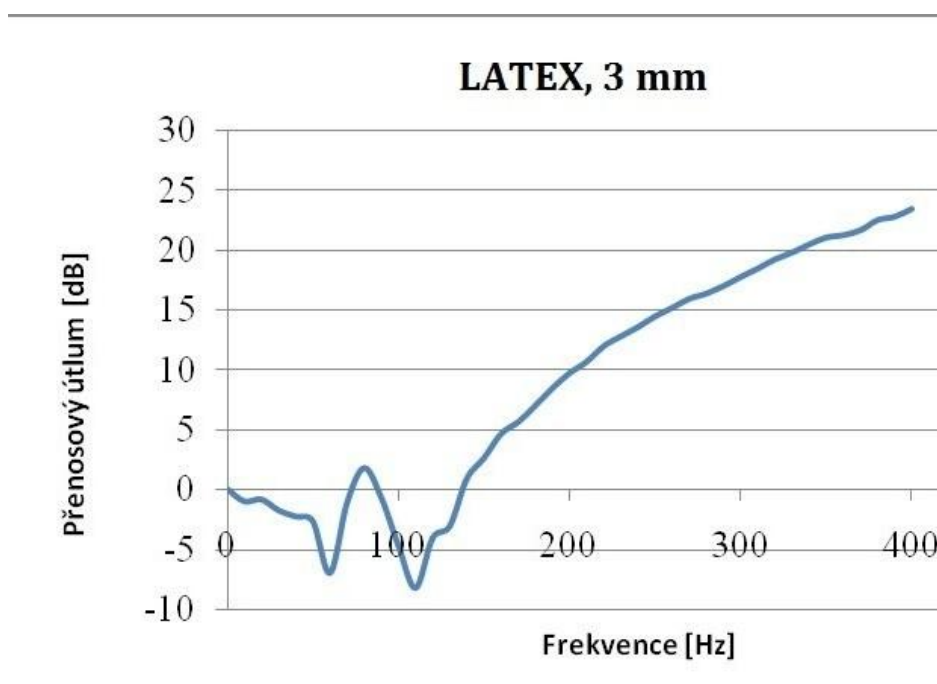
Měření bylo časově náročné. Metodika vyžaduje pro stanovení útlumové hodnoty materiálu deset měření pro jednu hodnotu měřené frekvence, přičemž další měření bylo nastaveno tak, aby došlo ke zvýšení frekvence o 2 Hz. Celkový rozsah frekvence se pohyboval od 0,1 do 400 Hz. Pro vyhodnocování však nebylo možné počáteční frekvence (do 10 Hz) objektivně vyhodnotit z důvodů velké citlivosti přístroje, který musí být dokonale izolován od zemského povrchu. Měření nižšího frekvenčního rozsahu do 10 Hz nebylo z uvedených příčin vyhodnocováno, aby byla chyba měření eliminována.

Měření přenosového útlumu a deformačních vlastností u latexových zkušebních těles bylo prováděno ve spolupráci s diplomovými pracemi [68, 69], která byla zaměřena na stanovení fyzikálně-mechanických vlastností latexových vkládacích stélek obuvi. U uvedené diplomové práce byla zkušební tělesa podrobena zkouškám: v tahu, v odrazové pružnosti, úbytku materiálu působením statického zatížení a zkouškám přenosovým útlumem. Zkoušky přenosovým útlumem byly v disertační práci dále zpracovávány a vyhodnocovány a jsou zde uvedeny hlavní výsledky a komentáře. Na základě těchto výsledků byly upraveny receptury výroby zkušebních těles pro zkoušky dynamickým namáháním, které jsou podrobně uvedeny v kapitolách 3.2.1 a 3.2.2.

V níže uvedených podkapitolách jsou uvedeny výsledky měření přenosového útlumu vždy pro jednu ze 4 materiálových skupin. Jednotlivé grafy jsou pro přehlednost a jednotnost uvedeny pouze u zkušebních těles s tloušťkou materiálu 3 mm. Podobná tloušťka zkušebních těles byla uplatněna i pro výrobu vkládacích stélek obuvi, které byly testovány ve zkouškách dynamickým namáháním, kapitola: 3.2.1 a 3.2.2. Na závěr jsou zpracovány souhrnné grafy (obr. 3.7 a 3.8) které znázorňují souhrnné výsledky měření u vybraných materiálů všech vyrobených tloušťek zkušebních těles.

3.1.2 Hodnoty přenosového útlumu u vzorku z neplněného šlehaného latexu

Frekvence a přenosový útlum byl měřen u zkušebních těles, která byla pro přehlednost označena zkratkou, která představovala materiálové složení zkušebních těles a jejich přísady plniv. (LA- LATEX, BA- BARVA, K- KOREK, KM- KOMBINACE). Za uvedenou zkratkou materiálu následovalo označení číslicemi, které reprezentují danou tloušťku zkoušeného materiálu.



Obr. 3.3: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál z čistého latexu o tloušťce 3 mm ± 0,4.

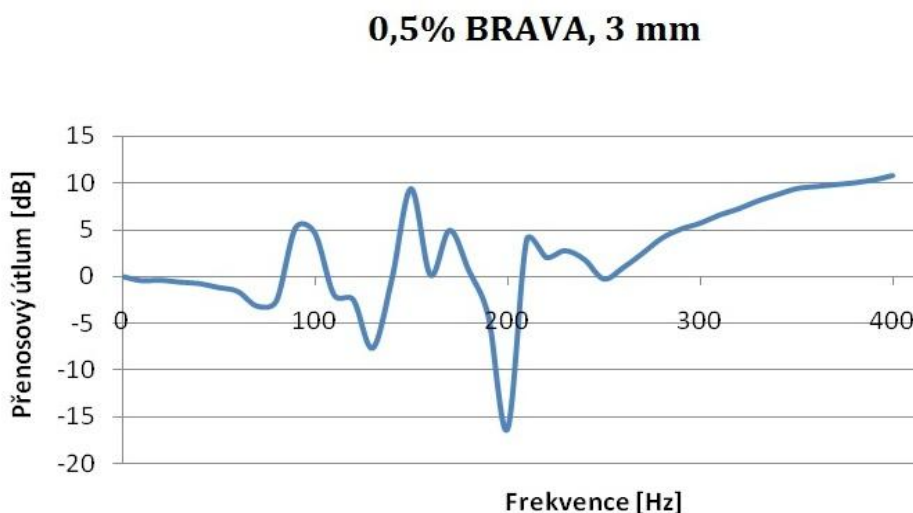
Křivky testovaného vzorku z čistého (neplněného) latexu znázorňují grafický průběh tlumících a rezonančních vlastností testovaného materiálu. Pohlcená energie se nachází v oblasti kladných hodnot grafu. Tuto plochu přístroj vyhodnotil jako **energii rozloženou do tepla**. Energie generovaná v přenosové soustavě je charakterizována poklesem křivky pod nultou hodnotu dB, a lze ji nazvat **rezonance** daného typu vzorku. Hodnota přenosového útlumu při 400 Hz je 23,43 dB.

Celková utlumená energie měřeného zkušební tělesa je 91,3 % ve v měřeném frekvenčním rozsahu, který činil 0 – 400 Hz.

Směrodatná odchylka výběrová ($\sigma = 1,5$) byla stanovena ze třech měření přenosového útlumu čistého neplněného latexu, ze kterých byly zhotoveny průměry hodnot, viz obr 3.3. Průběh útlumu prokazatelně začíná narůstat u hodnoty 150 Hz a pokračuje vzrůstající tendencí s rostoucí frekvencí až do 400 Hz.

3.1.3 Zkoušky přenosového útlumu latexu s přídavkem barvy

Pro následující zkoušku přenosového útlumu latexu s korkem jsou uvedena zkušební tělesa s přídavkem barviva 0,5%.

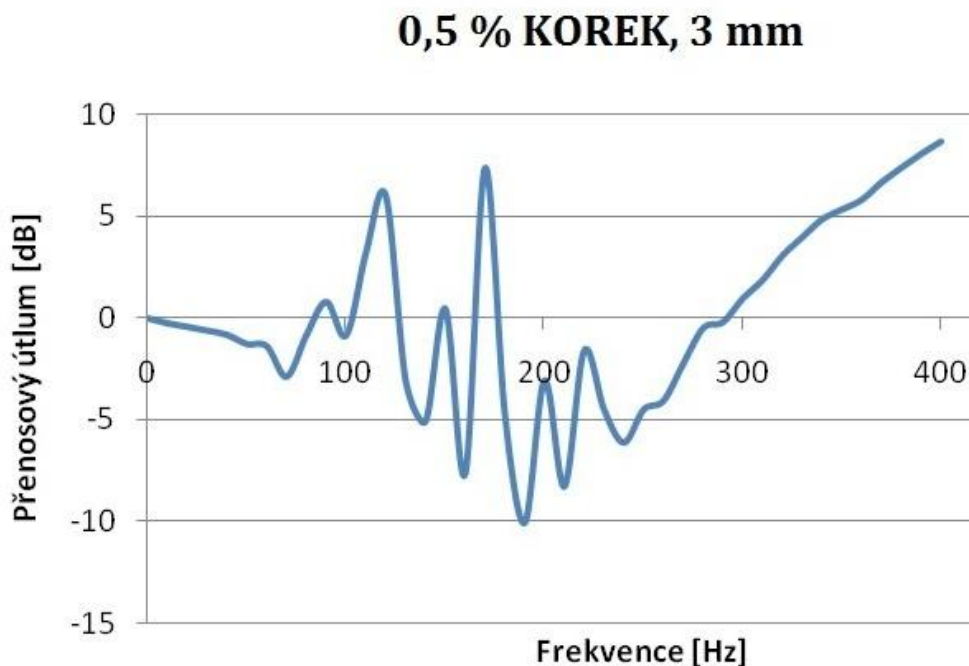


*Obr. 3.4: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz],
Materiál s přídavkem barviva 0,3% o tloušťce 3 mm \pm 0,4.*

Směrodatná odchylka výběrová ($\sigma = 1,6$) byla stanovena ze třech měření přenosového útlumu latexu s přídavky barviva, ze kterých byly zhotoveny průměry hodnot, viz obr 3.4. Průběh přenosového útlumu je od 0 do 400Hz. Při hodnotě 400Hz je maximální hodnota útlumu **10,77 dB**. Plocha v oblasti kladných hodnot (celkového) útlumu zastupuje **76,6 %** z celkového frekvenčního rozsahu. Plynulý rozsah útlumu pravidelně stoupá přibližně od hodnoty 250 Hz.

3.1.4 Zkoušky přenosového útlumu latexu s přídavkem korku

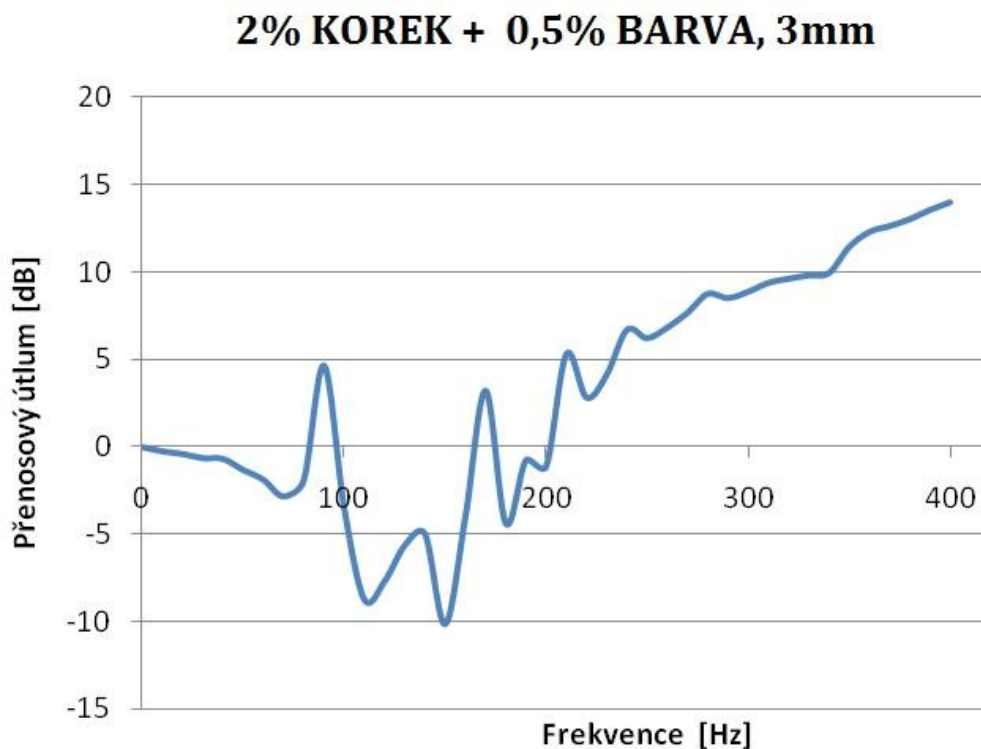
Pro následující zkoušku přenosového útlumu latexu s korkem jsou uvedena zkušební tělesa s přídavkem korkového prášku 0,5%.



Obr. 3.5: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál s přídavkem korku 0,5% o tloušťce 3 mm ± 0,4.

Směrodatná odchylka výběrová ($\sigma = 1,6$) byla stanovena ze třech měření přenosového útlumu latexu s přídavky barviva, ze kterých byly zhotoveny průměry hodnot, viz obr 3.5. Průběh přenosového útlumu je od 0 do 400Hz. Při hodnotě 400Hz byla maximální hodnota útlumu **8,69 dB**. Plocha v oblasti kladných hodnot znázorňuje **50 %** z celkového frekvenčního rozsahu. Plynulý rozsah útlumu pravidelně stoupá až od hodnoty 300 Hz.

3.1.5 Zkoušky přenosového útlumu latexu s korkem



Obr. 3.6: Závislost přenosového útlumu [dB] na frekvenci [Hz], materiál s přísadky 2% KORKU a 0,5 % BARVY o tloušťce 3 mm ± 0,4.

Směrodatná odchylka výběrová ($\sigma = 1,4$) byla vytvořena ze třech měření přenosového útlumu latexu s přísadky barviva, ze kterých byly zhotoveny průměry hodnot, viz obr 3.6. Průběh přenosového útlumu je od 0 do 400Hz. U zkušební tělesa vyrobené kombinací plniv v uvedených poměrech je maximální hodnota přenosového útlumu při 400 Hz: **13,96 dB**. Celková pohlcená energie zkušební tělesa je **75,7 %**. Nárůst přenosového útlumu začíná na hodnotě 200 Hz.

<i>ZT</i>	<i>Tloušťky ZT</i> $\pm 0,4 \text{ mm}$	\emptyset <i>útlum [dB]</i> <i>při 400Hz</i>	\emptyset <i>absorpční</i> <i>energie [%]</i>
LATEX	1	8,24	47,0
	3	23,43	91,3
	6	19,58	81,0
BARVA 0,5%	1	11,03	45,7
	3	10,77	76,6
	6	17,41	82,9
KOREK 5g	1	11,80	81,6
	3	8,69	50,0
	6	18,51	92,4
KOMBINACE Ba 0,5%+K 2%	1	22,32	93,0
	3	13,96	75,7
	6	14,70	82,9

Tab. 2: Přehled výsledků jednotlivých zkušebních těles u zkoušek přenosového útlumu.

Z uvedených hodnot, které zaznamenávají celkový přehled všech použitých materiálových směsí zkušebních těles o průměrných tloušťkách 1, 3 a 6 mm $\pm 0,4$. Tučně zvýrazněné hodnoty jsou nejvyšší naměřené hodnoty u přenosového útlumu při hodnotách 400 Hz a pohlcená energie celkového útlumu u daných materiálových skupin.

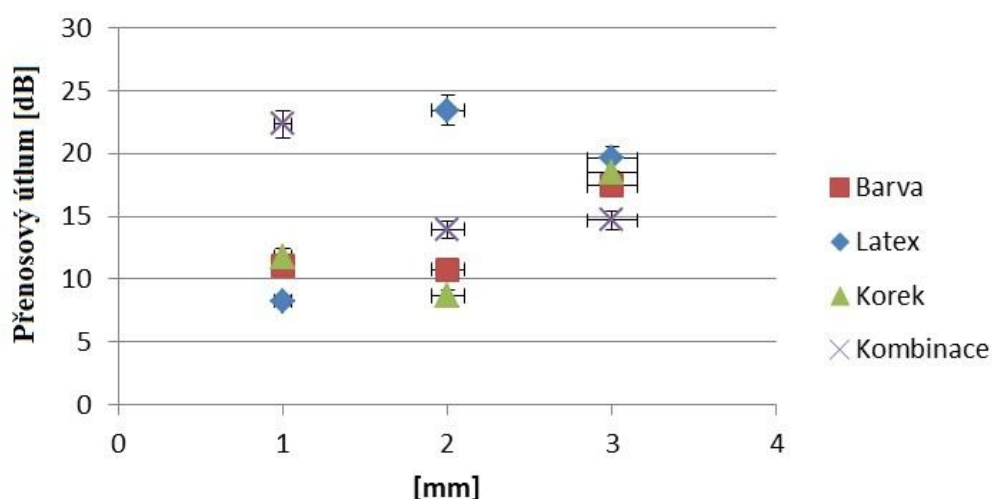
Z materiálové skupiny ze šlehaného latexu má nejvyšší hodnotu přenosového útlumu při 400 Hz 23,43 dB, zkušební těleso z latexu (bez plniv) 1 mm $\pm 0,4$, přičemž celková pohlcená energie dosahuje 91,3 %. Popisovaný zkušební vzorek vykazuje nejvyšší hodnoty přenosového útlumu ze všech materiálových skupin.

Pro materiálovou skupinu latex s přídavkem 0,5% barviva je nejvyšší naměřená hodnota přenosového útlumu při 400 Hz 17,41 dB u zkušební tělesa 6 mm ± 0,4, které dosahuje celkového útlumu energie 82,9 %.

Pro materiálovou skupinu latex s přídavky korkového prášku je nejvyšší naměřená jednotlivá hodnota přenosového útlumu při 400 Hz 18,51 dB u zkušební tělesa o tloušťce materiálu 6 mm. Nejvyšší pohlcená energie je 92,4 %.

U materiálové skupiny kombinace přídavků barviva s korkovým práškem je nejvyšší naměřená jednotlivá hodnota přenosového útlumu 22,32 dB při 400 Hz u zkušební tělesa o tloušťce 1 mm. Pohlcená energie u popisovaného zkušební tělesa je 93,0 %. Tato hodnota je nejvyšší naměřenou hodnotou útlumu u tloušťky 1 mm v porovnání se všemi měřenými druhy materiálů zkušebních těles.

Vliv tlouštěk zkušebních těles na přenosový útlum při 400 Hz



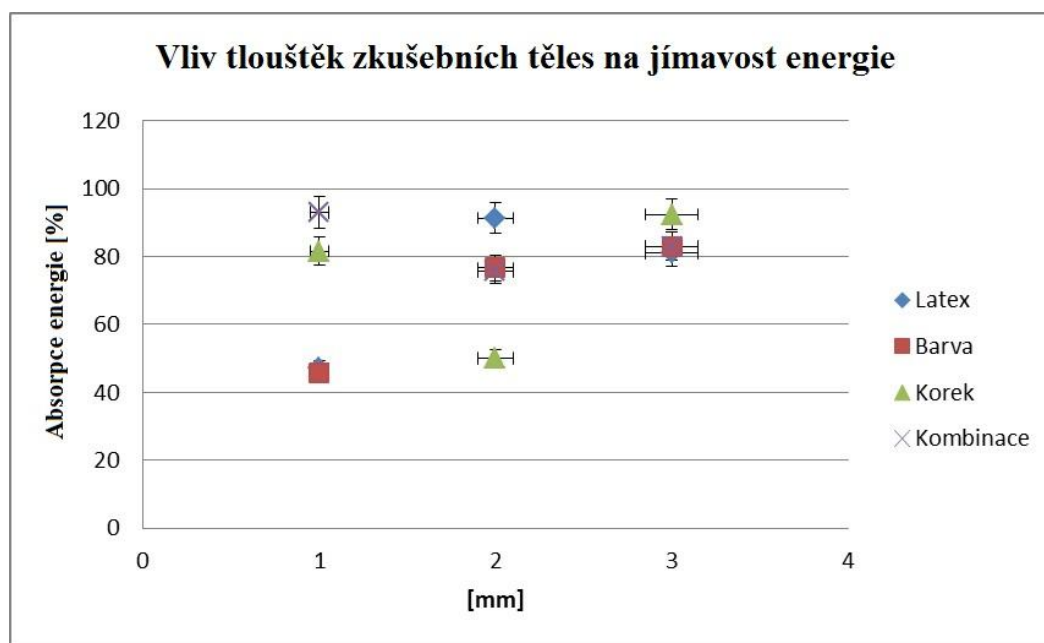
Obr. 3.7: Vliv tlouštěk zkušebních těles na přenosový útlum při 400 Hz pro použítá plniva.

Na obrázku 3.7 je hodnotu tloušťky materiálu ve výši 1 mm, jako u ostatních materiálových skupin znázorněna závislost tloušťky testovaných vzorků (receptur) na změny hodnot přenosového útlumu při maximální frekvenci 400 Hz. Nejvyšší hodnoty přenosového útlumu byly zjištěny u skupiny vzorků z latexu (bez plniv a barviv).

Naopak, nejnižší hodnoty přenosového útlumu (při maximální frekvenci 400 Hz) vykazovala

materiálová skupina s přidavkem korku 0,5%. Tyto výsledky potvrzuje následující obr. 3.8.

V souvislosti s průběhy útlumových vlastností jednotlivých vzorků je nutné konstatovat, že následkem citlivosti přístroje a nerovnosti vzorků o nejnižší tloušťce došlo k relativně vysokému rozptylu sledovaných hodnot.



Obr. 3.8: Vliv tloušťek jednotlivých materiálových skupin na jímavost energie.

Pro potvrzení závěrů formulovaných v souvislosti s výsledky uvedenými v grafické podobě u předešlého obrázku (Obr. 3.7) se jeví jako velmi zajímavé doplňující vyhodnocení s cílem zjistit za stejných podmínek změny hodnot celkové pohlcené energie (bez hodnot do 10 Hz). Průběhy jednotlivých křivek pro testované vzorky jsou si prakticky u obou vyhodnocení velmi podobné. To lze považovat za potvrzení přesnosti měření. Pro zkoušku přenosovým útlumem byl vhodný za daných podmínek měření, materiál bez plniv.

3.2 Zkoušky dynamické

Zkoušky dynamické jsou rozděleny do třech skupin.

První zkoušku představuje **testování zkušebních těles padajícím závažím**, druhá zkouška je založena na **principu hydraulického zátěžového namáhání**. Uvedené zkoušky byly měřeny na Technické univerzitě Chemnitz v Německu. Třetí zkouška je zaměřena na **hydraulické zátěžové namáhání po opakované tlakové zátěži**.

Níže jsou uvedeny základní pojmy, které souvisí zejména s prováděnými dynamickými zkouškami.

Plasticita – jedná se o schopnost materiálu udržet si tvar dodaný zvenčí vnější deformační silou. Dodaná kinetická energie se přemění v teplo. Model chování se odvíjí od Newtonových zákonů a jeho modelu.

Elasticita – jedná se o schopnost materiálu vrátit se po deformaci do původního stavu. Pro sledování elasticity se používají Hookovy zákony.

Absorpce – je myšleno jako jímavost, pohlcení nebo vstřebávání energie materiálem zkušebního tělesa.

Deformace – deformace se projevuje změnou tvaru zkušebního tělesa v důsledku působení síly.

Hystereze – jedná se o fyzikální označení skutečnosti, že stav systému závisí na stavech předchozích a také na historii vstupů. V experimentální části u zkoušek hydraulickým namáháním z hlediska deformace materiálu po únavě, je hystereze považována jako rozdíl energie dodané a pohlcené [J].

3.2.1 Zkouška padajícím závažím (Falling Weight Test)

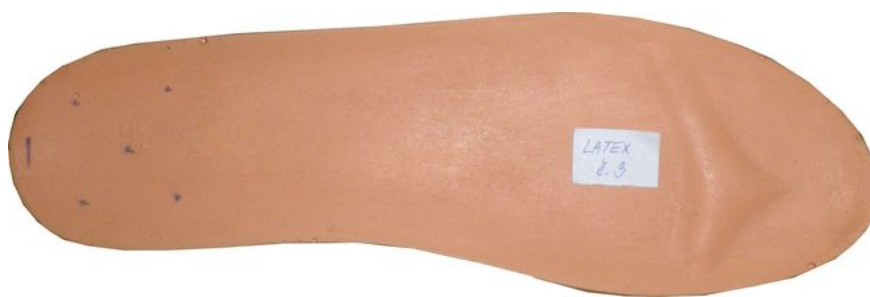
Pro uvedené zkoušky bylo nutné připravit novou řadu vzorků, které již nemohly být odlévány do forem o rozměrech 60 x 60 mm, ale přímo do reálných forem pro výrobu běžných vkládacích stélek. Při výrobě došlo neplánovitě k drobným odchylkám ve skladbě aditiv, zejména u přísadků barviva a kombinace korkového prášku a barviva byl použit rozsah velikosti přísadků v menším rozsahu (přísadky barvy i přísadky kombinace korku a barvy do 7%, viz tab. 3). Tyto odchylky lze však z hlediska možného ovlivnění průběhu sledovaných hodnot považovat za zanedbatelné.

Zkušební tělesa: Pro měření byl použit jeden pár sportovní obuvi. Tato obuv vyrobená lepeným výrobním způsobem, viz obr. 3.10. Obuv byla opatřena dvoubarevnou PUR podešví o tloušťce materiálu v patní části $25 \text{ mm} \pm 0,2$. Vkládací stélky obuvi vyrobené podle výše uvedených receptur, viz tab. 3. Tloušťka vkládací stélky v oblasti předonoží činila $2,5 \text{ mm} \pm 0,2$. V patní části stélky, která měla miskovitý tvar, byla uprostřed tloušťka $3,0 \text{ mm} \pm 0,4$ (větší rozptyl tloušťky je dán tvarováním stélky v patní části a výrobním způsobem).

Celkový počet vyrobených zkušebních těles byl 84 ks. Tyto vkládací stélky (lišící se svým složením) byly postupně vkládány do dvou výše popsaných typů reálné sportovní obuvi.

Materiál	Přídavek plniv [%]			
SBR latex	-			
SBR latex + barvivo	0,1	0,3	0,5	0,7
SBR latex + korkový prášek	2,5	5,0	7,0	10,0
SBR latex +2 % korek + barva	0,1	0,3	0,5	0,7

Tab. 3. Přehled zkušebních těles s jednotlivými přídávky plniv pro dynamické zkoušky padajícím závažím a hydraulickým zátěžovým namáháním.



Obr. 3.9: Zkušební vkladací stélka pro zkoušky padajícím závažím (FWT) a zkoušky hydraulickým namáháním (HIT). [75]



Obr. 3.10: Strojní zařízení Moeller, pro zkoušky padajícím závažím. [75]

Princip použité zkoušky vychází z možnosti vyhodnocení průběhu pádu volného tělesa na zkušební těleso (pod určitým úhlem imitující krok), v tomto případě vkládací stélky vložené do standardní sportovní obuvi, viz obr. 3.10. Zdvih padacího závaží byl v tomto případě 30 mm. Rychlost pádu závaží byla při použitém zatížení 950 N (podle přístrojového manuálu) 1000 mm/min. Tato hodnota je považována za blízkou podmínkám normální chůze.

Pro imitaci běhu byla u přístroje zvýšena hodnota závaží na 1500 N, což se projevilo ve zvýšení rychlosti na 3500 mm/min. Při dopadu závaží pod určitým úhlem byla senzoricky zaznamenávána změna tloušťky deformující se podešve doplňované vkládacími stélkami.

3.2.2 Hydraulické zátěžové namáhání (Hydraulic Impact Test)

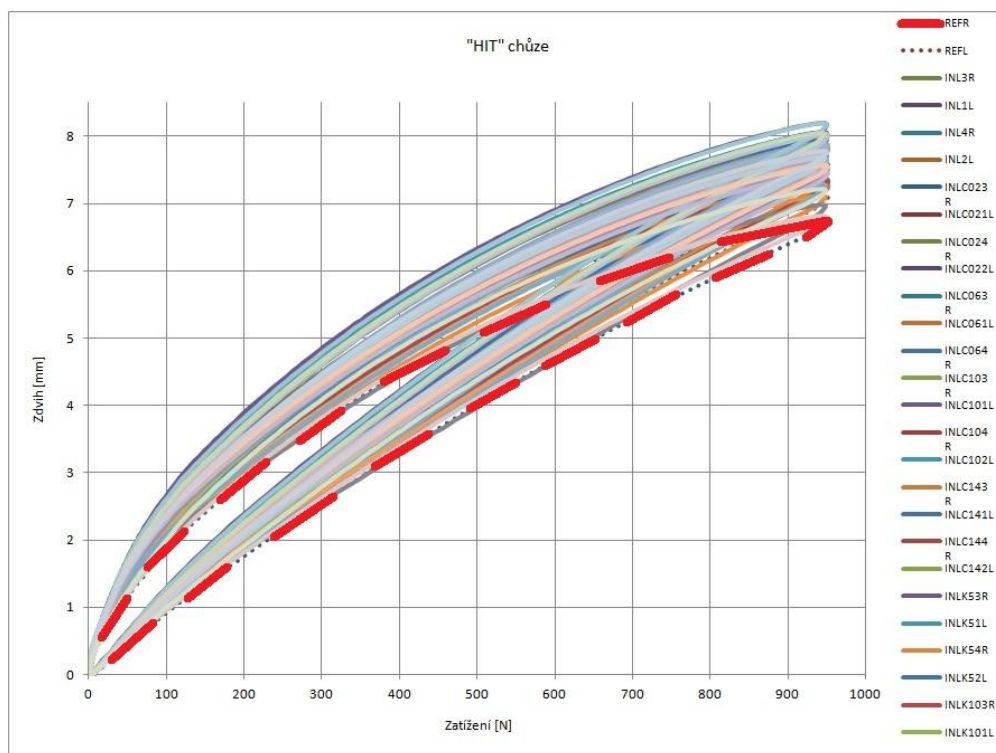
Pro tuto zkoušku byly použity stejné typy sportovní obuvi a kombinace vkládacích stélek jako v případě předešlé zkoušky padajícím zařízením.

Podstata zkoušky je založena na principu opakovaného tlakového zatěžování podešve se stélkou v patní části obuvi (viz obr. 3.11). Zdvih strojního zařízení byl u této zkoušky jen 1 mm a druhým omezujícím parametrem byla doba maximálního zatížení 1,0 sec. Přístrojová rychlost zatěžování pro

imitaci chůze byla 1500 mm/min. při síle zatížení 950 N. Pro imitaci běhu byla působící rychlost strojního zařízení nastavena na 3500 mm/min. při zatížení 1500 N.



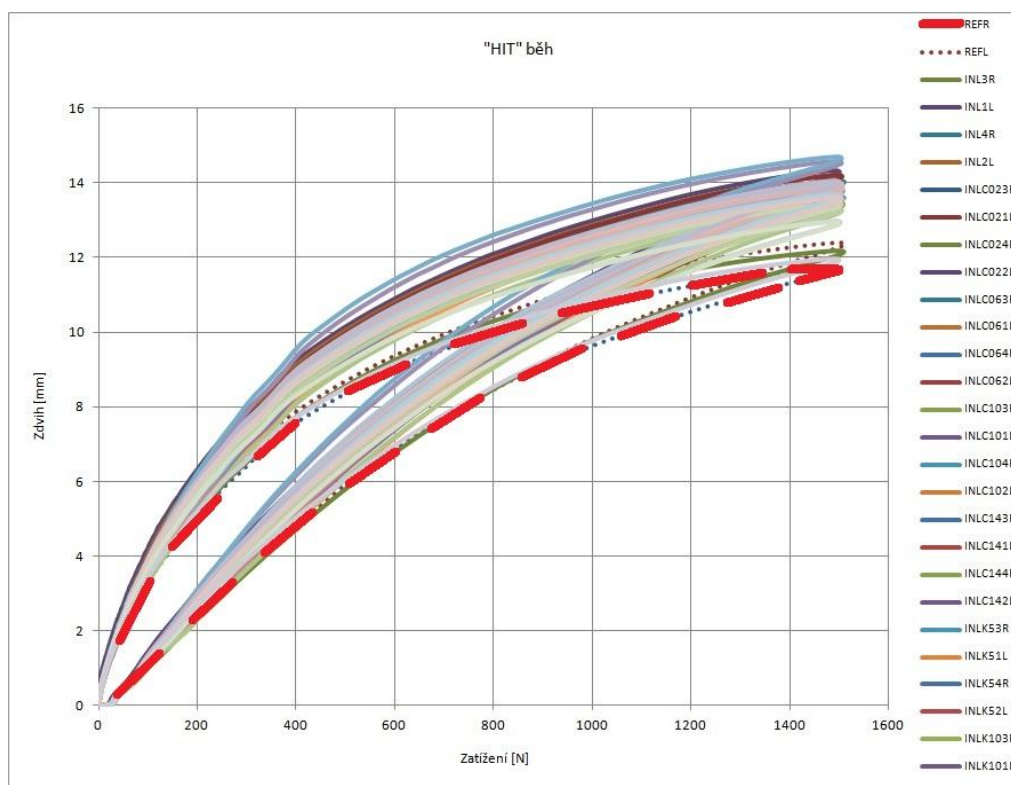
Obr. 3.11: Strojní zařízení AmslerHC 10, pro zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním. [75]



Obr. 3.12: Vyhodnocení zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním (HIT) pro imitaci chůze, pro všechna zkušební tělesa s podešví obuvi.

Použité strojní zařízení automaticky ukládalo průběžné hodnoty polohy zatěžujícího tělesa, v závislosti na času za výše uvedených hodnot působící rychlosti kontaktu a doby působení. Z takto získaného rozsáhlého souboru dat byly zpracovány nejdříve křivky pro použitý druh sportovní obuvi bez stélek a následně křivky pro všechny kombinace receptur vkládacích stélek, postupně vkládaných do obuvi. Každá kombinace stélky s podešví byla testována za dvou odlišných podmínek imitujících chůzi a běh. Výsledky v grafické podobě imitující podmínky zatěžování obuvi při chůzi jsou uvedeny na obr. 3.12. Pro obě podmínky chůze i běhu byl použit statistický dvouvýběrový t-test. Směrodatná odchylka (výběrová) pro zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním, $\sigma = 2,3$.

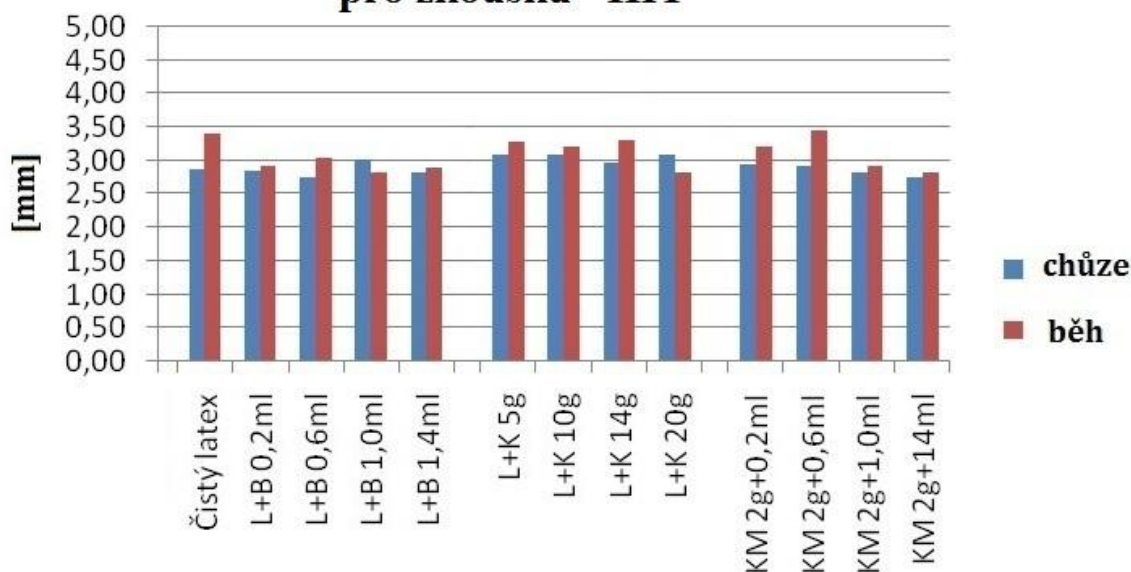
Nejsilnější červená čára znázorňuje průběh měření pouhé podešve – bez vkládacích stélek. Ostatní křivky reprezentují průběh deformací jednotlivých vkládacích stélek vložených do sportovní obuvi.



Obr. 3.13: Vyhodnocení zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním (HIT) pro imitaci běhu, pro všechna zkušební tělesa s podešví obuvi.

Podobně byly získány a graficky zpracovány hodnoty z testování imitující běh. I v tomto případě silná červená čára představuje podmínky pro sportovní obuv bez vkládacích stélek a ostatní křivky pak představují jednotlivé testované, do obuvi vložené vkládací stélky. Zkouška hydraulickým namáháním pro imitaci běhu byla také vyhodnocena pomocí statistického dvouvýběrového t-testu.

Vliv tloušťek zkušebních těles na míru deformace pro zkoušku "HIT"



Obr. 3.14: Vyhodnocení vlivu tloušťek zkušebních těles na míru deformace měřenou hydraulickým zátěžovým namáháním (HIT) imitující podmínky chůze a běhu.

Hodnoty míry deformace (podle zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním) uvedené v grafickém přehledu 3.12 a 3.13 je uvedená testovaná podešev samostatně a pak společně pro každé zkušební těleso zvlášť. U přehledu na obr. 3.14, který uvádí přehled jednotlivých tloušťek zkušebních těles, je patrný rozptyl $\pm 0,4$ mm, který se vyskytuje i při vyhodnocení postupného zatěžování a odlehčování znázorněných na obr. 3.12 a 3.13. Při vyhodnocení pomocí studentova t-testu všech zkušebních těles, nebyla prokázána statistická závislost jednotlivých plniv na míru deformace materiálu $t(84)=3,007$, $p > 0,05$ pro imitaci chůze a pro imitaci běhu, $t(84)=3,157$, $p > 0,05$).

3.2.3 Měření deformace hydraulickým zátěžovým namáháním, po opakované tlakové zátěži

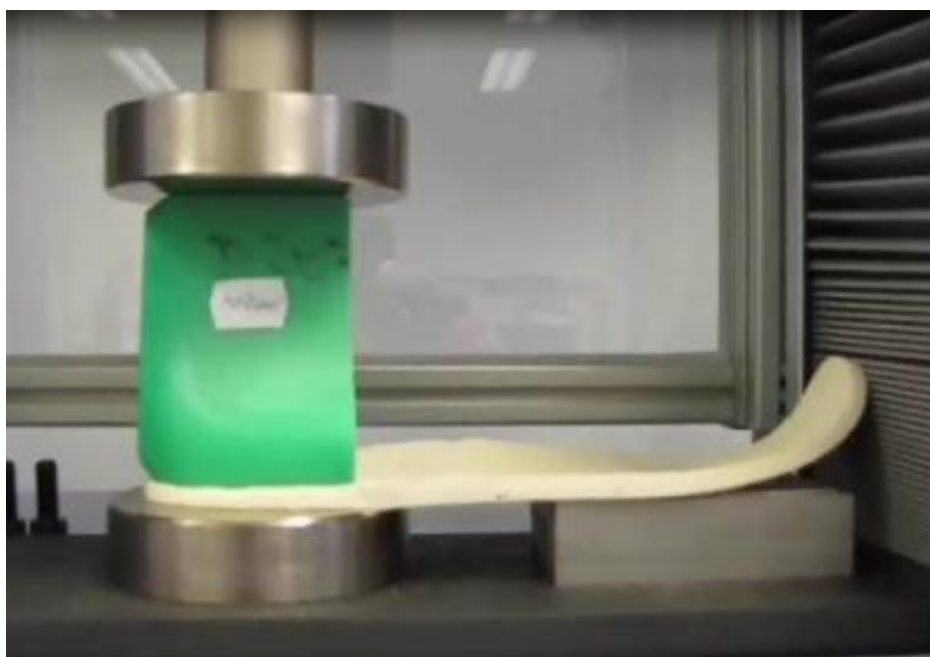
Hydraulické zátěžové namáhání, po opakované tlakové zátěži zkušebních těles probíhalo tak, že nejprve byla zkušební tělesa podrobena 200 cyklům. Jedním cyklem je rozuměno jedno stlačení a uvolnění testovaného zkušebního tělesa. Takto otestovaná zkušební tělesa jsou dále pro přehlednost označována jako tělesa **před únavou**.

Zkušební tělesa byla kondicionována a relaxována 24 hod. v klidovém stavu. Pro deformaci

„unavení“ materiálu jednotlivých zkušebních těles následovalo 800 cyklů. Tento počet byl zvolen proto, že cyklická zkouška na použitém strojním zařízení zatěžuje přístroj mnohonásobně více, než při použití klasických čelistí pro stanovení tahových vlastností, pro které je strojní zařízení prvotně konstruováno. Po provedení „únavy“ zkoušených těles, byla tato tělesa podrobena 200 cyklům, které již byly vyhodnocovány a srovnávány s prvotním měřením. Tato tělesa jsou dále označovány jako zkušební tělesa **po únavě**.

Měření probíhalo na přístroji Shimandzu, na Fakultě technologické Tomáše Bati ve Zlíně.

Podstata zkoušky je založena na principu opakovaného tlakového zatěžování plochou přístroje, kterou představuje obuvnické kopyto upravené tak, aby působící plocha přibližně odpovídala ploše paty (55 x 55 mm). Toto zařízení cyklicky působí na zkušební tělesa (viz obr. 3.15). Konstantní zdvih strojního zařízení byl u této zkoušky 4 mm. Rychlost působícího strojního zařízení byla 600 mm/min.



Obr. 3.15: Testování latexové stélky na stroji Shimandzu [75].

Testování zkušebních těles

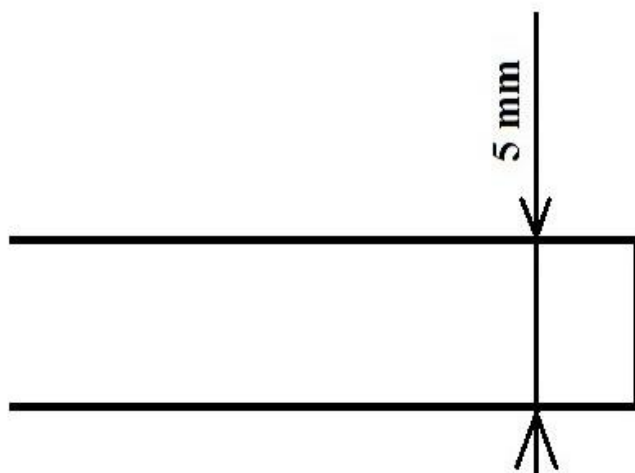
Zkušební tělesa byla vyrobena z SBR latexu (bez barviva a plniva - korku). Zkušební tělesa byla zastoupena třemi soubory vzorků, které se lišily tvarem v patní části stélky.

Vzorky prvního souboru měly konstantní tloušťku materiálu $5 \text{ mm} \pm 0,2$ (rovného tvaru v patní části), viz obr. 3.16.

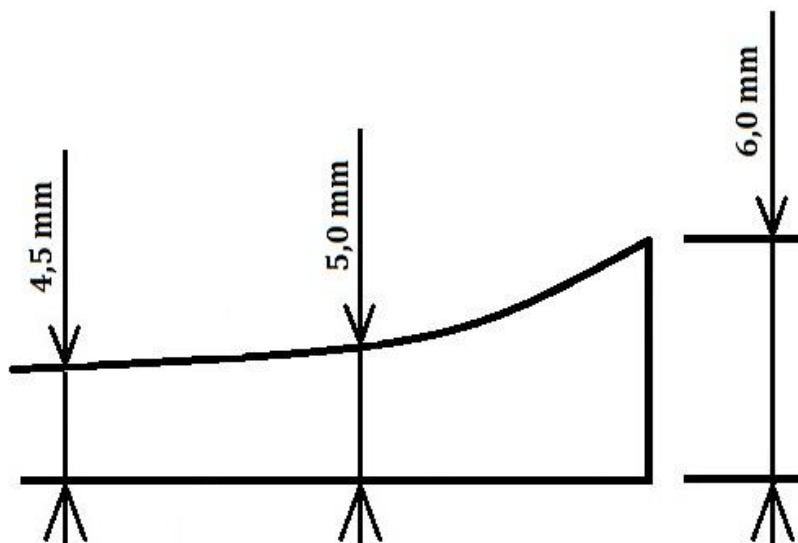
Druhý soubor zkušebních vzorků měl v patní části tvarovou patní miskou, viz obr. 3.17. Průměrná tloušťka patní části byla také $5 \text{ mm} \pm 0,2$.

Třetí soubor reprezentovaly pánské dvoubarevné PUR podešve, o tloušťce materiálu v patní části $25 \text{ mm} \pm 0,2$. Podešve byly podobné jako při použití u dynamických zkoušek padajícím závažím (FWT) a u zkoušek hydraulickým zátěžovým namáháním (HIT).

V každém souboru bylo pět stejných vzorků zkušebních těles, ze kterých byly vytvořeny průměry měření níže uvedených grafů, viz obr. 3.17 až 3.22, Směrodatná odchylka zkoušek, $\sigma = 0,8$.

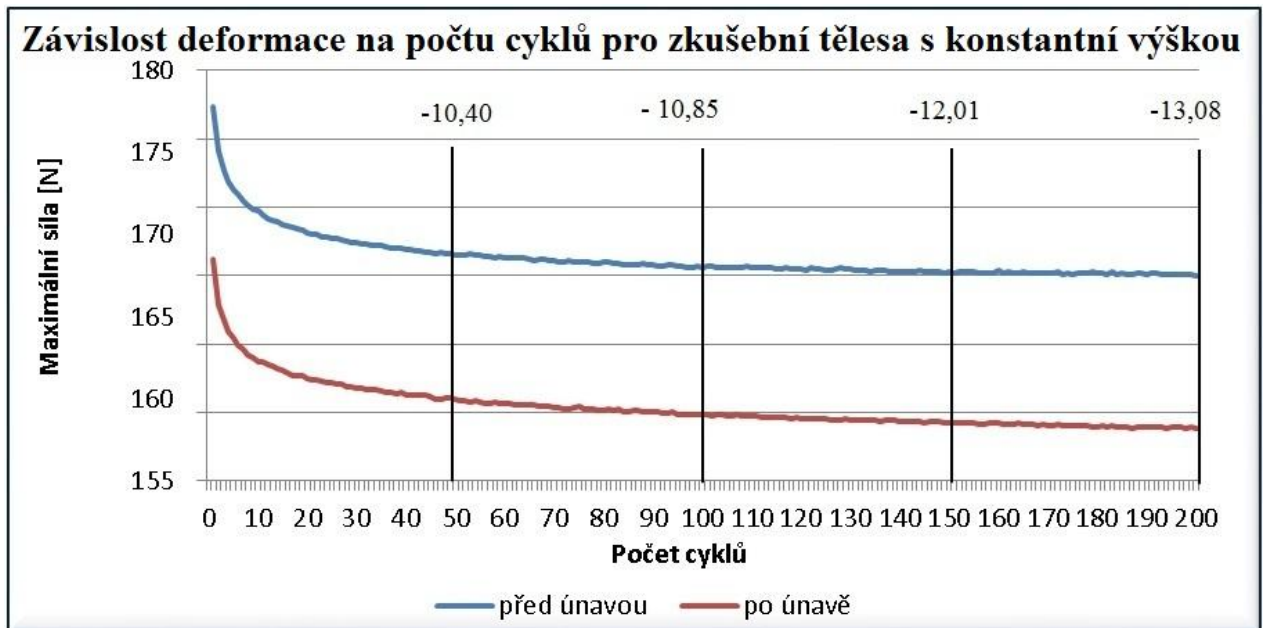


Obr. 3.16: Tvar zkušebních těles s konstantní tloušťkou materiálu [75].



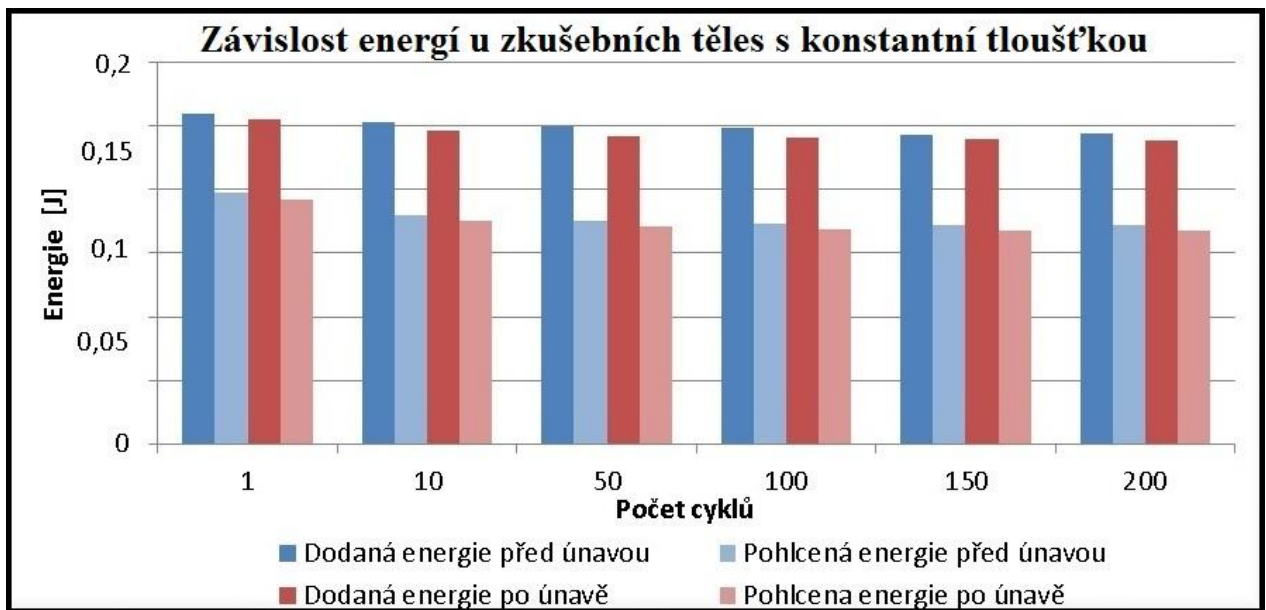
Obr. 3.17: Tvar zkušebních těles s tvarovanou patní částí [75].

Zkušební tělesa s konstantní tloušťkou (rovného tvaru v patní části).



Obr. 3.18: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech).

Na obr. 3.18 je znázorněn grafický průběh postupného zatěžování a odlehčování zkušebních těles s konstantní tloušťkou materiálu. Modrá křivka představuje hodnoty odporu materiálu pro cyklické namáhání zkušebních těles (před únavou) a červená křivka představuje průběh po 1000 cyklech a 24 hodinové relaxaci (po únavě). Průběh křivek vykazuje nelineární pokles.

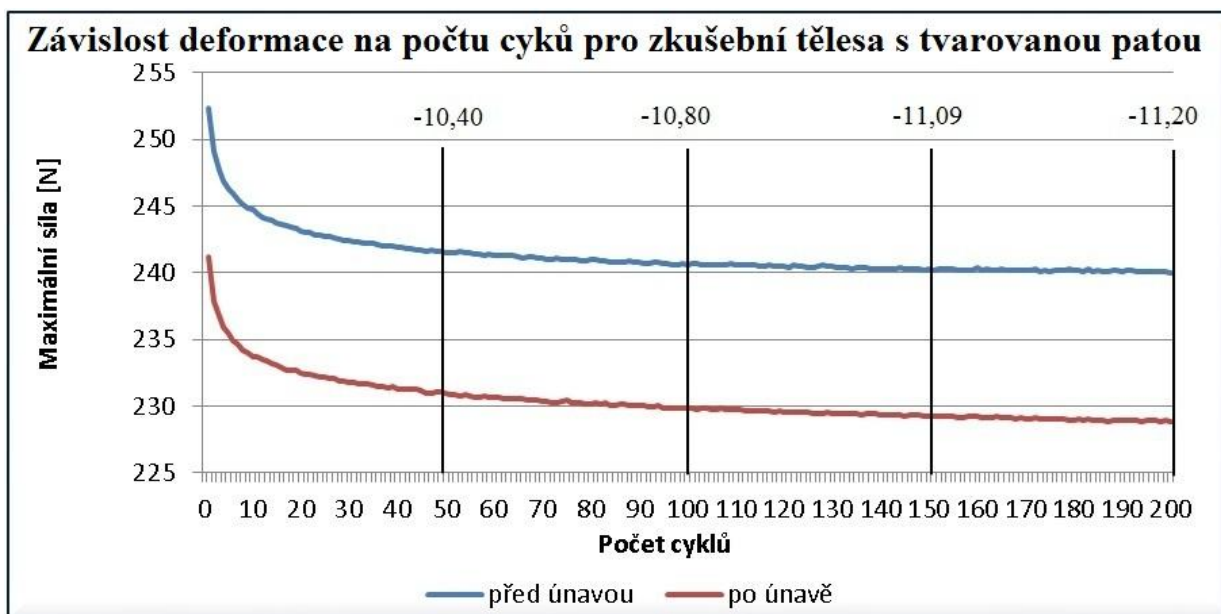


Obr. 3.19: Závislost dodaných a pohlcených energií před únavou a po únavě (1000 cyklů) pro jednotlivé cykly zkušebních těles s konstantní tloušťkou.

Výsledky z pohledu závislosti dodané a pohlcené energie poskytuje vyhodnocení cyklického namáhání. V případě dodávané energie v úvodním testu (energie potřebná pro definovanou deformaci zkušebního tělesa) lze pozorovat zanedbatelný pokles o 0,01J. Pohlcovaná energie vykazuje stejný trend.

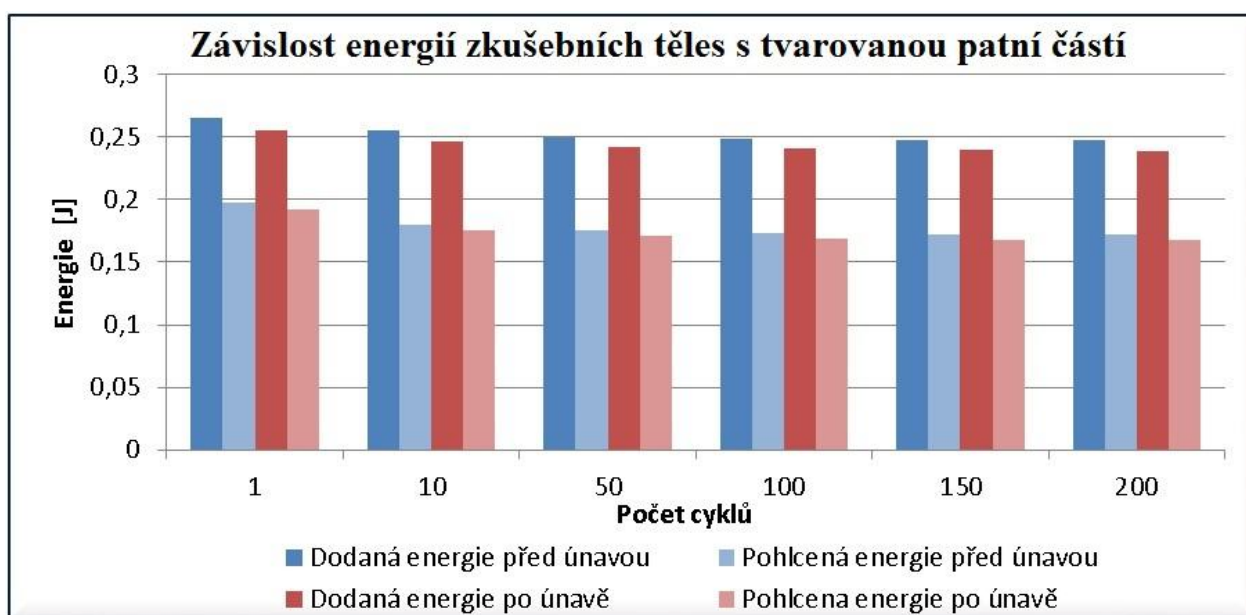
Zkušební tělesa s profilovaným tvarem v patní části

Zkušební těleso je v patní části tvarováno. Průměrná tloušťka patní části je 5 mm. $\pm 0,2$.



Obr. 3.20: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech).

Na obr. 3.20 je znázorněn grafický průběh postupného zatěžování a odlehčování zkušebních těles s tvarovanou patní částí. Modrá křivka představuje hodnoty odporu materiálu pro cyklické namáhání zkušebních těles (před únavou) a červená křivka představuje průběh po 1000 cyklech a 24 hodinové relaxaci (po únavě). Průběh křivek vykazuje nelineární pokles. Při porovnání s obr. 3.17 (pro rovný povrch) se odpor deformace zkoušených zkušebních těles zvýšil o $70 \text{ N} \pm 1$.



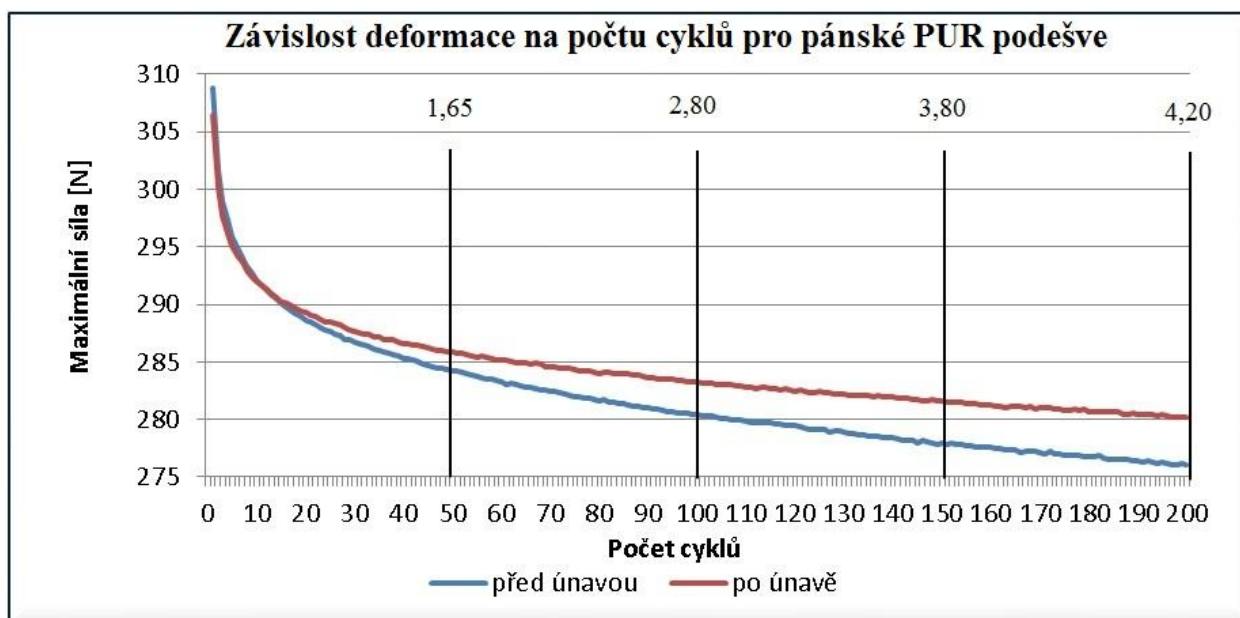
Obr. 3.21: Závislost dodaných a pohlcených energií před únavou a po únavě (1000 cyklů) pro jednotlivé cykly zkušebních těles s tvarovanou patní částí.

Výsledky poskytuje vyhodnocení energií cyklického namáhání podobné jako u obr. 3.19 se zanedbatelným zmenšením o 0.5J. U jednotlivých energií (dodaná a pohlcená) před i po únavě, lze pozorovat téměř stejný průběh.

Rozdíl tvaru zkušebních těles

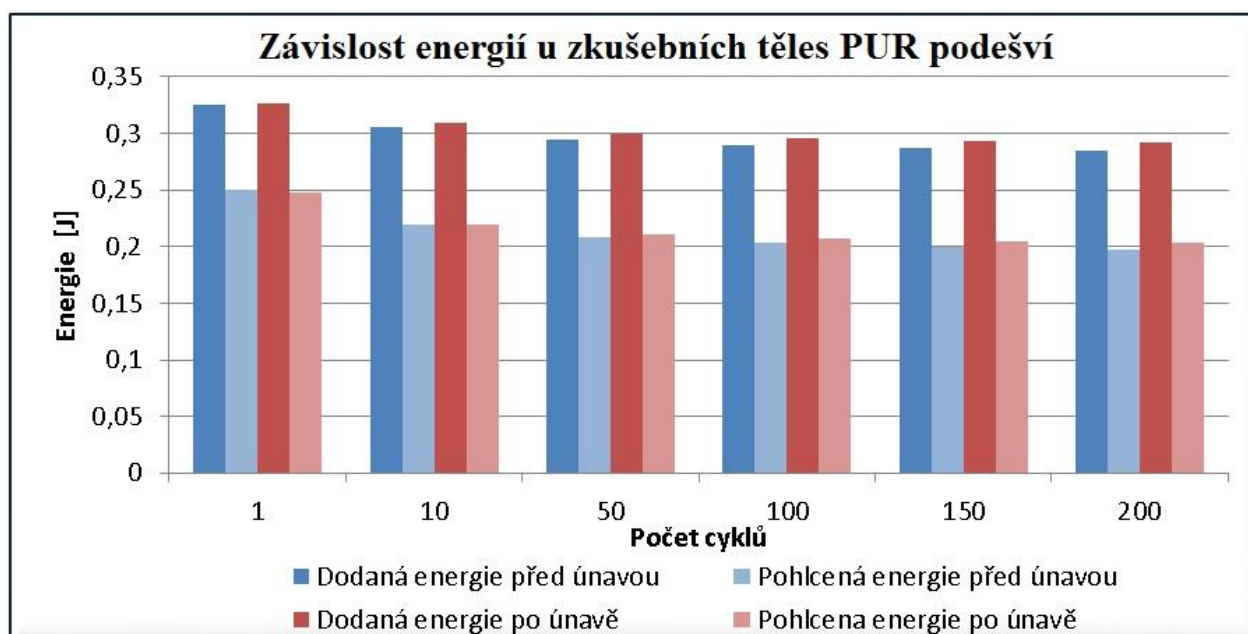
Z obr. 3.18 a 3.20 je patrné, že u stejných tloušťek zkušebních těles s rozdílným tvarem v patní části (rovný a tvarovaný) liší o $70 \text{ N} \pm 1$. Toto navýšení odporu deformace došlo u zkušebních těles s tvarovanou patní částí.

Zkušební tělesa: pánské PUR podešve



Obr. 3.22: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech), u PUR podešví.

Na obr. 3.22 je znázorněn grafický průběh postupného zatěžování a odlehčování zkušebních těles PUR podešví. Modrá křivka představuje hodnoty odporu materiálu pro cyklické namáhání zkušebních těles (před únavou) a červená křivka představuje průběh po 1000 cyklech a 24 hodinové relaxaci (po únavě). Průběh křivek vykazuje nelineární pokles a odlišuje od průběhu testovaných stélek (rovných i tvarovaných) tím, že při testování podešví po únavě (po 1000 cyklech) je při dvoustém cyklu měření zvětšený odpor deformace přibližně o 5 N.



Obr. 3.23: Závislost hodnoty deformační síly (při konstantní deformaci vzorků) na počtu cyklů před únavou a po únavě (po 1000 cyklech), u PUR podešví.

Výsledky poskytuje vyhodnocení energií cyklického namáhání, kde pohlcené energie vykazují mírný nárůst.

Měření vkládacích stélek (rovných i tvarovaných) společně s pánskou PUR podešví

Při měření vkládacích stélek obuvi společně s PUR podešví byla zkušební tělesa podrobena pouze 200 cyklům. Tyto výsledky jsou zpracovány do společné tabulky, která je rozdělena po 50 cyklech a uvádí maximální sílu [N] a hysterezi energie [J] (rozdíl energie dodané a pohlcené).

Stélky + Podešev	50 cyklů		100 cyklů		150 cyklů		200 cyklů		Průměr síly [N]	Průměr hystereze [J]
	Síla [N]	Hystereze E [J]	Síla [N]	Hystereze E [J]	Síla [N]	Hystereze E [J]	Síla [N]	Hystereze E [J]		
Rovné	100	0,027	100	0,027	98	0,027	98	0,027	100	0,108
Tvarované	84	0,019	85	0,019	83	0,019	83	0,019	83	0,019

Tab. 4: Působící síla [N] a energie [J] pro vkládací stélky s pánskou podešví.

U tab. 4, která znázorňuje přehled výsledků měření rovných i tvarovaných vkládacích stélek obuvi společně s PUR podešví. U zkušebních těles s rovným povrchem v patní části došlo k průměrnému navýšení odporu deformace o 17 N s porovnání se zkušebními tělesy s tvarovaným povrchem v patní části.

Tabulkově uspořádané hodnoty sil potřebných pro dosažení uzanční deformace u rovných a tvarovaných vkládacích stélek společně s podešví dokazují, že průběh opakované deformační zátěže se u souboru prvních deformací s hodnotami naměřenými po únavě liší přibližně o konstantní hodnotu (v tomto případě přibližně 17 N).

4 VÝSLEDKY PRÁCE A JEJICH DISKUZE

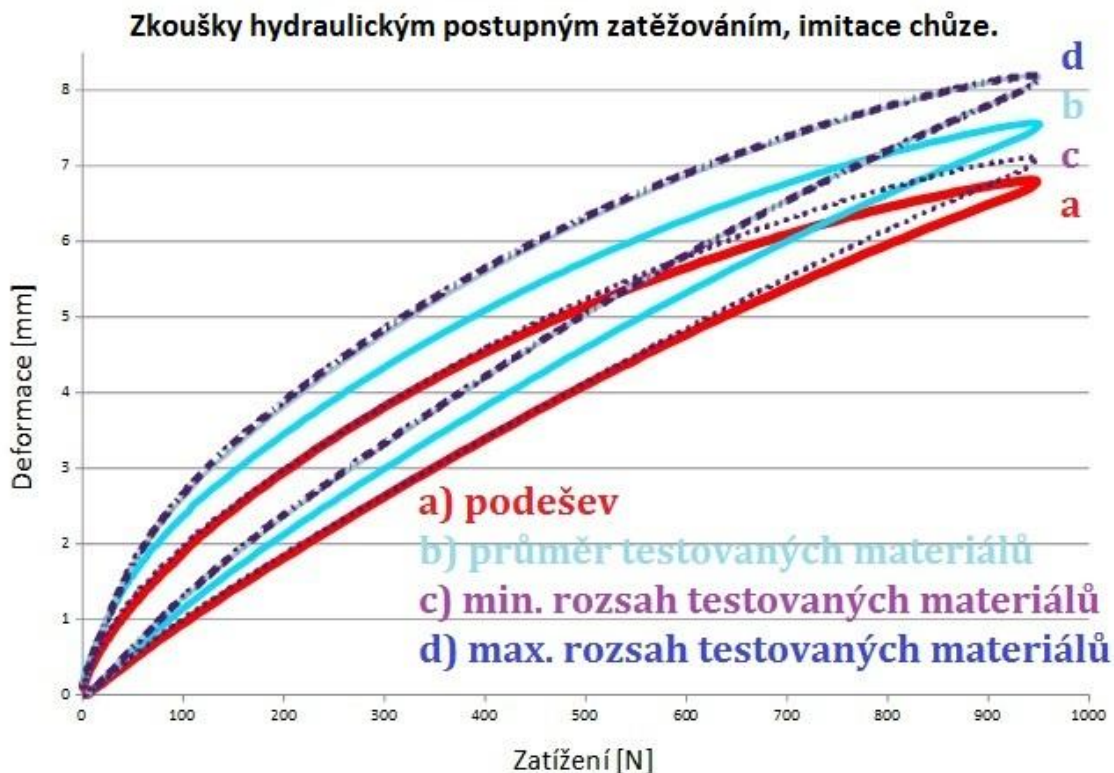
Provedená zkouška měření přenosového útlumu nám obecně umožňuje studovat průběh útlumových vlastností, při různých hodnotách frekvence mechanického zatěžování měkkých pružných materiálů. Pro testování vyrobených zkušebních těles probíhaly zkoušky za účelem zjištění, zda se měkké pružné materiály, používané pro vkládací stélky, se mohou svými změnami při zatěžování podílet na průběhu tlumení nášlapných sil. Předností těchto zkoušek byla skutečnost, že na tomto přístroji bylo možné provádět testování za podmínek velmi blízkých obvyklé chůzi a běhu.

Až v průběhu experimentu bylo zjištěno, že toto zařízení je v oblastech nízkých frekvencí velmi citlivé. Zejména rušivé vlivy při nízkých frekvencích (0,1-10 Hz), které nebylo možné eliminovat. I tak se ale podařilo najít v oblasti vyšších frekvencí zajímavé závislosti, které nepřímo potvrzují, že deformační chování měkkých pružných materiálů používaných při výrobě vkládacích stélek, mohou ovlivňovat subjektivní pocity zákazníků (sportovců).

Je nutné souhlasit s možnou výtkou, že se zejména při chůzi, tak vysoké frekvence prakticky nevyskytují. Nicméně kontakt nohou obutého člověka s povrchem vibrujících v těchto rozsazích není vzácný. S vyššími hodnotami se můžeme setkat např. v případě stání ve vozech městské hromadné dopravy a ve vlacích. Řada dalších případů se vyskytuje zejména v těžkém průmyslu (obsluha drtiček, hutě, ve stavebnictví, těžební průmysl atd.)

Ukázalo se, že zkoušky přenosovým útlumem nám umožní spolehlivě ověřit optimální skladbu receptury a stanovit míru tlumení. V našem souboru vzorků byla zjištěna nejvyšší naměřené hodnota přenosového útlumu, u zkušebního tělesa z vulkanizovaného latexu s přísadkou barviva 0,5% a mírným obsahem korkového prášku 2% jako plniva. U tohoto zkušebního tělesa byla naměřena hodnota přenosového útlumu 22,32 dB a celkový rozsah pohlcené energie tak dosáhl 93 %. Rovněž druhý případ nejvyšší pohlcené energie byl naměřen u vzorku ze šlehaného latexu (hodnota přenosového útlumu při zátěži 400 Hz byl 23,43 dB a pohlcená energie činila 91,3%).

Nicméně je třeba konstatovat, že stanovení optimálních hodnot přenosového útlumu je komplikované, protože velmi variabilní je míra a průběh nášlapných sil u jednotlivých lidí (lišících se hmotností, trénovaností, rozsahem, obvyklou délkou pohybu a řadou dalších faktorů). Jak již bylo zmíněno, rozhodně nezanedbatelnou oblastí uplatnění výsledků z testů jsou podmínky ochrany zdraví v průmyslových podmínkách. Velmi zajímavé výsledky poskytly zkoušky padajícím závažím (Falling



Weight Tests).

Obr. 3.24: Výsledky zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním pro imitaci chůze.

Ty prokázaly, že padajícím závažím, které je svým účinkem srovnatelné se zátěží, odpovídající obvyklé chůzi činí je průměrná deformace patní části podešve se stélkami až 30 %, přičemž původní výška podpatku činila 25 mm. U zkoušky imitující běh tato hodnota dosáhla 62 %! To je závažný problém, který nelze přehlížet. Zvýšená deformace, totiž snižuje stabilitu odvalování nohou po povrchu a při vyšších hodnotách může usnadňovat možnost podvrtnutí kotníků. Je však třeba přihlídnout ke skutečnosti, že při běhu, zejména při rychlejším běhu se noha nedotýká povrchu v patě. Nicméně vyšší míra deformace, se může stát nebezpečnou i při chůzi zejména u obézních lidí. Formulaci velmi zajímavých závěrů nám umožnil rozbor grafického výstupu grafů na obr. 3.24 a 3.25.

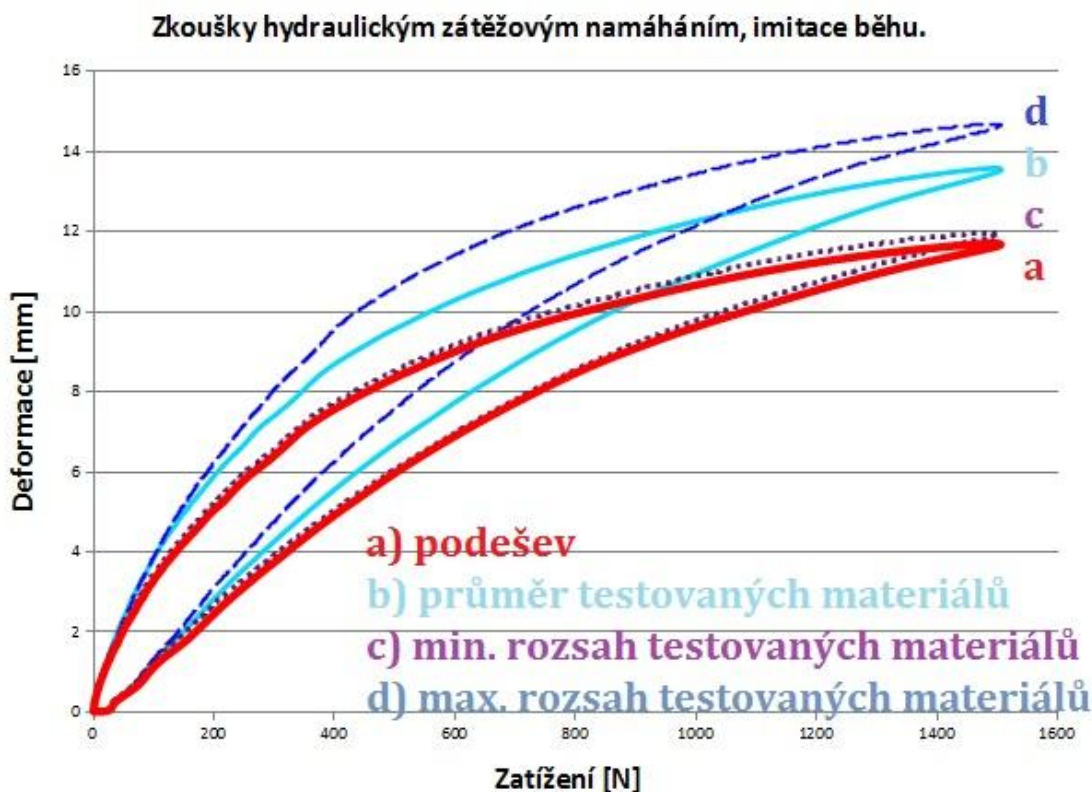
Zajímavost spočívá v tom, že výrobci a návrháři obuvi se dotazují, jaké vlastnosti mají mít vkládací stélky. Těmi je obuv pravidelně vybavována teprve posledních přibližně 30 let. Měkké vkládací stélky se staly velmi oblíbenými a to i přesto, že se liší v konstrukci, v použitých materiálech, v tloušťce apod. Protože neexistuje žádná studie zabývající se významem měkkých vkládacích stélek, snadno se v poslední době objevila reklama slibující nemožné účinky a zlepšení komfortu.

Proto byly ve zmíněných grafech zdůrazněny průběhy deformace u obuvi bez stélek. S těmito

křivkami (zobrazenými v obou případech silnou červenou čarou) pak byly porovnávány průběhy měření, kdy byly do obuvi vkládány testované vkládací stélky. V této souvislosti je třeba konstatovat, že průběh deformací, si u všech testovaných vkládacích stélek zachoval stejný tvar zakřivení a měnila se jen absolutní hodnota maximální deformace, která korespondovala s hodnotami deformace testovaných stélek. Jinými slovy, ve všech případech docházelo k deformaci podešve i stélky a maximální hodnoty deformace se rovnaly přibližně hodnotám součtu deformací stélky i podešve. Z toho vyplývá praktický závěr, že měkké pružné materiály spotřebovávají míru tlumení v rozsahu, který musí být vnímán i v kombinaci s materiály neformovatelnými při vyšších deformačních silách.

Z důvodů podtržení významu zjištěné závislosti byly grafy na obr. 3.14 a 3.15. překresleny do zjednodušující podoby, tak aby obsahovaly jen průběh deformace obuvi bez stélek, průměrné hodnoty deformace za celý soubor testovaných stélek, doplněno o hodnoty maximální a minimální.

Při porovnání výsledků obou zkoušek imitující chůzi tak i běh, nebyla zjištěna statistická shoda pohlcené energie stélek měkkého charakteru, mezi obuvi se stélkou a bez ní. Toto tvrzení dokazuje statistické vyhodnocení zkoušek hydraulickým namáháním: Independent Samples Test $t(84)=3,007$, $p > 0,05$ pro imitaci chůze a $t(84)=3,157$, $p > 0,05$ pro imitaci běhu.



Obr. 3.25: Výsledky zkoušky hydraulickým zátěžovým namáháním pro imitaci běhu.

Ze srovnání výsledků zkoušky hydraulickým namáháním překvapivě vyplývá, že při experimentálně imitované chůzi je množství pohlcené energie vyšší, než při zkouškách imitujících běh (obr. 3.24 a 3.25).

U deformačních zkoušek hydraulickým zátěžovým namáháním po opakované tlakové zátěži, bylo zjištěno snížení původní tloušťky zkušebních těles o $0,2 \text{ mm} \pm 0,1$. Jak již bylo uvedeno, vzorky s miskovitým tvarem vykazovaly nižší hodnoty silového odporu, v porovnání se vzorky s konstantní tloušťkou. Vzhledem k tomu, že použitá patička působícího kopyta, měla blízký tvar nohou. Lze předpokládat, že profilované vkládací stélky jsou z hlediska tlumících vlastností nášlapných sil vhodnější.

Jak již bylo řečeno, u současně nabízené obuvi je vybavení měkkými vkládacími stélkami samozřejmostí. Otázkou je, proč došlo k rozšíření měkkých vkládacích stélek původně určených pouze pro sportovní obuv, především i u obuvi vycházkové a pracovní. Experimentálně lze považovat za prokázané, že deformační vlastnosti měkkých vkládacích stélek se projevují v celém rozsahu prováděného zatěžování. Jinými slovy, rozšířená obliba měkkých stélek může být výsledek subjektivně vnímaných změn deformace v celém rozsahu a podvědomě spojována se subjektivním vnímáním zlepšení komfortu obuvi.

Podářilo se tedy potvrdit hypotézu ve formulované podobě. Měkké pružné materiály používané pro výrobu vkládacích stélek pro sportovní obuv se svými deformačními vlastnostmi projevují při tlumení nášlapných sil při chůzi a běhu.

5 ZÁVĚR

Naměřené hodnoty z provedených testů potvrdily, že lze testovat tlumící vlastnosti měkkých pružných materiálů. Rovněž lze považovat za prokázané, že tato vlastnost je důležitá a je zákazníkem pozitivně vnímána. Pro stanovení optimálních hodnot, bude asi nutné provést ještě řadu navazujících testů. Dalším významným zjištěním je, že získané výsledky mohou najít uplatnění i v jiných oblastech, jako je sportovní obuv a zejména na pracovištích se zvýšenými otřesy a vibracemi.

Jak již bylo zmíněno, že ke stanovení doporučených hodnot je třeba provést ještě hodně zkoušek, nicméně provedené zkoušky již mohou přispět k rozpoznání nepravdivých doporučení a klamavé reklamy. Další oblastí, ve které by bylo vhodné výzkumně pokračovat v hledání, případně stanovení měřitelných hodnot vlastností jiných materiálů a jejich případných modifikací.

Dosud byly použity testovací metody, které byly původně vyvinuty pro testování materiálů, případně jiných výrobků a lze doporučit i možný vývoj speciálního zařízení, zaměřené jen na testování tlumících vlastností spodkových dílců obuvi.

6 PŘÍNOS PRÁCE PRO VĚDU A PRAXI

Experimentálně bylo prokázáno, že zkoušky padajícím závažím a hydraulickým zátěžovým namáháním, jsou při zvolených podmínkách zkoušek, pro jednotlivá zkušební tělesa s různými poměry plniv zanedbatelné.

Dále se podařilo prokázat, že deformační účinky měkkých materiálů vkládacích stélek jsou měřitelné i při vyšších hodnotách silového zatěžování. Tím lze vysvětlit dnes tolik rozšířenou oblibu vybavování obuvi měkkými vkládacími stélkami, které přispívají k subjektivnímu vnímání zlepšení komfortu. To může být hlavní příčina obliby u zákazníků a upřednostňování výběru měkkými stélkami vybavené obuvi. Zejména proto, že v tržních podmínkách se vyrábí především to zboží, které je úspěšně prodáváno.

Schází však přesvědčivé studie, které by se zabývaly možnostmi nežádoucího poškození zdravotního stavu nohou, v případech minimální nebo vysoké jímavosti energie v patě obuvi. Proto je třeba se problematice deformačních vlastností obuvi i nadále věnovat.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] LARSEN, Christian. *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání, 2005. 155 p. ISBN 80-86606-38-4.
- [2] VESELÝ, J. *Dynamická chůze*. 1. vydání. Olomouc: Fontána, 2007. 168 p. ISBN 80-7336-373-9.
- [3] ŠŤASTNÁ, P. Zdravotně nezávadné obouvání a Biomechanika bosé a obuté nohy, Interní studijní text. 2005.
- [4] VAŘEKA, Ivan; VAŘEKOVA, Renata. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 p. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [5] BINOVSKEÝ, Alexander. *Funkčná anatómia pohybového systému*. Bratislava: univerzita Komenského, Fakulta telesnej výchovy a športu, 2003. 274 s. ISBN: 80-223-1380-7.
- [6] VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. [online] *The Height of the Longitudinal foot Arch Assessed by Cjppaux-Smirak Index in the Compensated and Uncompensated Foot Types According to Root*. *Acta Gymnica*. [cit. 2011-03-03]. Dostupný z www. <<http://www.gymnica.upol.cz/index.php/gymnica/article/viewArticle/4>>.
- [7] VAŘEKA, I. *Posturální funkce dolní končetiny-vliv flexe v koleni na postavení v subtalárním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci*. Dizertační práce, Univerzita Palackého, Lékařská fakulta, Olomouc.
- [8] ROOT, M. L., ORIEN, W. P., WEED, J. H., HUGHES, R. J. *Biomechanical examination of the foot*. 1971. Volume 1. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- [9] CAVANAGH, P. R. *In-Shoe Plantar Pressure During Activities of Daily Living Implications for Therapeutic Footwear Design*. *Journal of Biomechanics*, Volume 38, Issue 9, September 2005, Pages 1798-1806.
- [10] JUNG, K., SCHMITT, D. *Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running*. *Journal of Biomechanics*, Volume 38, Issue 7, Supplement 2, 2005, 1387-1395 p. Dostupný z www. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004003392>>
- [11] OLFAT, M et al. *Effect of Terrain on Foot Pressure During Walking*. [online]. [cit. 2011-01-09]. Dostupný z www. <<http://gait.aidi.udel.edu/gaitlab/gcma/info/abstracts/P50.abs20062.pdf>>
- [12] KOSTELNÍKOVÁ, L., HLAVÁČEK, P.: *Problematika změn distribuce tlaku nohy na stélku obuvi skupiny obézních dětí*. Disertační práce UTB ve Zlíně, Zlín 2007.

- [13] MORAVEC, P.; DEĎO, J. *Obuvnické minimum: složení obuvi*. Střední průmyslová škola kožařská ve Zlíně, 1999.
- [14] NIGG, B. G., NURSE, M. A., STEFANYSHYN, D.: *Shoe Inserts and Orthotics for Sport and Physical Activities. Medicine and science in sports and Exercise*. 1999, no. 31
- [15] DUNGL, P.: *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989. ISBN 08-082-89
- [16] ČSN EN ISO 203 44. *Stanovení odolnosti podešve proti opakovanému ohybu*. Zlín: ITC, a.s., 5 p.
- [17] ROZEMA, A., CAVANAGH, P.R. *In-Shoe Plantar Pressure During Activities of Daily Living Implications for Therapeutic Footwear Design*. Foot and Ankle International, Vol. 17, No. 6, June 1996.
- [18] PYTLÍK, K. *Obuvnické modelářství: modelování spodku obuvi*. 1st ed. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1977. 144 p. 04-810-77.
- [19] KOGLER, G. F., SOLOMONIDIS, S. E., PAUL, J. P.: *Biomechanics of Longitudinal arch Support Mechanism in Foot Orthoses and then Effect on Planta Aponeurosis Strain*. Clinical Biomechanics. 1996, vol. 11, no. 5.
- [20] LANGMAIER, F., MLÁDEK, M. *Studie mikroklimatu obuvi*. Kožařství 1979, roč. 23, č. 4, 96-101 p.
- [21] DĚRDA, J. *Testování tlumících a užitných vlastností speciálních vkládacích stélek*. Diplomová práce. Zlín: Fakulta technologická, Vysoké učení technické v Brně, 2000.
- [22] PITNER, L., at al., *Příručka technika obuvnické výroby*. Státní nakladatelství technické literatury, Praha, 1970. 516 p. ISBN 04-833-70.
- [23] ŠPRYNC, E.; MĚŘÍNSKÝ, V.; JETEL, J. *Nauka o materiálech: učební text pro 1., 2. a 3. OU a UŠ, obor obuvnický gumař*. 1st ed. Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, 1965. 272 p. 04-811-65.
- [24] MORAVEC, P. *Konstrukce výrobků a forem I pro VOŠ : teorie konstruování*. Učební texty SPŠK Zlín. 2001.
- [25] BLAŽEJ, A., POKLUDOVÁ, E. *Polyméry v kožiarskom, obuvníckom a galantérnom priemysle*. 1st ed. Bratislava: Alfa – Vydavateľstvo technickém a ekonomickém literatúry, 1980. 368 p. 63-073-80.

- [26] VACULÍK, A., VRÁŽEL, M., *Nová technika v obuvnickém průmyslu*. Nakladatelství technické literatury, Praha, 1965. 236 p. 04-807-65.
- [27] HUGHES L. J., BRITT G. E., *J. Appl. Polymer Sci.* 1963. 337 p.
- [28] BADUROVA, Jitka , et al. *A handbook of knowledge for the leather and footwear industry*. Ljubljana : Littera picta, d.o.o., 2009. 143 p. ISBN 978-961-92721-0-7.
- [29] KOSTELNÍKOVÁ, L., HLAVÁČEK, P.: *Impact of weight Reduction for Obese Children on Changes over the Course of Maximum Local Pressures Between the Foot and the Footwear Insole*. International Journal of Obesity. 2004, vol. 28, no. 1, 196 p., ISSN 0307-0565.
- [30] SVAČINA, Š. *Prevence diabetu*. Vydání 1., Praha, Galén 2003. ISBN 80-7262-165-3.
- [31] NOVICK, A., KELLEY, D. L. *Position and Movement Changes of the Foot with Orthotic Intervention During the Load Response of gait*. The Journal of Orthopaedic and Sports physical Therapy, Vol. 11, no. 7, January 1990.
- [32] MURAT, C. et. al. *The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults*. Clinical Biomechanics. 2004, no. 19, 1055-1059 p.
- [33] MORBACH, S. *Diagnostika, léčba a prevence syndromu diabetické nohy*. Vydání 1., Veverská Bítýška, Paul Hartmann AG 2001. ISBN 80-238-6799-7.
- [34] PAINE, C., *Foot Orthoses Reduce the Force Needed to Establish the Windlass Mechanism, But Do Not Change Calcaneal Angle*. 6th Symposium on Footwear Biomechanics, Queenstown 2003.
- [35] HIMAN, M. R. *Effect of Magnetic Insoles on Balance in Older Adults*. Journal of the American Geriatrics Society. Vol. 52, No. 1, January 2004.
- [36] BÁBEK, M.; LIŠKA, J.; VALENTA, V. *Gumárenská technologie IX: latexy – jejich druhy a zpracování*. Vydání 1. Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, 1973. 260 p. 04-619-73.
- [37] ČSN EN ISO 527-1. *Plasty - Stanovení tahových vlastností, část 1*. Praha: Český normalizační institut, 1997. 16 p.
- [38] Gogela. [online]. [cit.2011-02-15]. Dostupný z www. <<http://www.gogela.cz>
- [39] RAAB, M. *Materiály a člověk : (Netradiční úvod do současné materiálové vědy)*. 1st ed. Praha: Encyklopedický dům, spol. s.r.o., 1999. ISBN 80-86044-13-0.
- [40] KRUTINA, J. *Přehled technické mechaniky: přehled i učebnice technické mechaniky pro praxi a odborné studium*. 1st ed. Praha: PRÁCE-vydavatelstvo ROH, 1954. 500 p.

- [41] JUŘIČKA, M. *Disertační práce: materiály pro tlumení hluku a vibrací v leteckém průmyslu na bázi polyuretanů*. UTB Zlín: Fakulta Technologická, 2008. 167 p
- [42] ČSN 62 1480. *Pryž – Stanovení odrazové pružnosti pryže*. Praha: Vydavatelství norem, 1992. 8 p.
- [43] CHESKIN, M. P. et al. *The Complete Handbook of Athletic Footwear*. Fairchild Publications, New York, 1987. ISBN 87005-548-8.
- [44] KADLEC, S., at al., *Zkoušení obuvnických materiálů*. Státní nakladatelství technické literatury, Praha, 1964. 340 p. 04-835-64.
- [45] KOUCOUREK, R. *Bakalářská práce: Měření absorpce energie v patní části dámských podešví*. UTB Zlín: Fakulta Technologická, 2006. 57 p.
- [46] Zdroj obrázků [online]. Dostupný z www. < http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/analyza_pohybu.html
- [47] ALPERT, C. PED., B. O. C., Teresa. WESTERN SHOE ASSOCIATES. *When the Shoe Fits: The Basic of Profesional Shoe Fitting*. National Shoe Retailers Association, Pedorthic Footwear Association and American Orthopaedic and Ankl. 1998.
- [48] PYTLÍK, K., a kol. *Obuvnické modelářství, Modelování spodků obuvi*, 04-810-77, SNTL 1997 Nakladatelství technické literatury n.p., 139 p.
- [49] *Obuvnické minimum*, P. Moravce, J. Ded'o. skriptum 1999, SPŠ Kožařská Zlín (evidenční číslo 685)
- [50] DECKER, Wayne a Stephen ALBERT. *Contemporary Pedorthics*. 1. vyd. Canada: Elton-Wolf-Publishing, 2002. ISBN 1-58783-019-1.
- [51] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Czech Republic: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
- [52] MAGGE, David J. *Orthopedic Physical Assessment*. Fourth Edition. Canada: Saunders, 2002. ISBN 0-7216-9352-0.
- [53] ROKYTA, Richard a František ŠŤASTNÝ. *Struktura a funkce lidského těla*. First edition. Praha: Tigis, 2002. ISBN 80-900130-2-3.
- [54] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 2. přeprac. a rozšíř. vyd. Praha: Grada, 1996, 489 s. ISBN 80-7169-311-1.
- [55] KLEMENTA, Josef. *Somatologie a antropologie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981.

- [56] *Pohybové ústrojí: Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. 16. vyd. Praha: Společnost pro pojivové tkáně ČLS J. E. Purkyně, 2009.
- [57] DUNGL, Pavel. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: AVICENUM – zdravotnické nakladatelství, 1989. 288 s. 08-082-89.
- [58] KRÁČMAR, Bronislav. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. 170 s. ISBN: 80-7254-292-3.
- [59] BALATKA, Jan. *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*. Hradec Králové: Gaudeamus, Univerzita HK, Katedra tělesné výchovy a sportu Pedagogické fakulty, 2002. 181 s. ISBN: 80-7041-928-8.
- [60] ROSICKÝ, J., Protetická chodidla a jejich vlastnosti I., Ortopedická protetika, No. 3, 2006.
- [61] GRIM, Miloš a Rastislav DRUGA, et al. *Základy anatomie I*. 1.vydání. Praha: Galén. 105 p. ISBN 80-7262-112-2.
- [62] YUNG-Hui, .L, WEI-Hsien H.: Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. [online]. [cit.2012-08-26]. Dostupný z www. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15854579>.
- [63] NIGG, BM., HERZOG,W, READ, LJ.: *Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running*. [online]. [cit.2012-08- 26]. Dostupný z www <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3278635>
- [64] SAHAR, T., at.al. *Insoles for prevention and treatment of back pain*. Cochrane Database of Systematic Reviews 2007, Issue 4.Art. No.:CD005275. DOI: 10.1002/14651858.CD005275.publ. 2.
- [65] ČSN EN ISO 20344. *ČESKÁ TECHNICKÁ NORMA: Osobní ochranné prostředky – Metody zkoušení obuvi*. 2012.
- [66] KRAUS, A., ODENWALD, S.: Determining Ground Reaction Forces Using a Pressure Distribution Measuring system P 156. [online]. [cit.2012-08-31]. Dostupný z www<http://books.google.cz/books?id=QhoTizAhspEC&pg=PA111&lpg=PA111&dq=Stephan+Odenwald+deformation&source=bl&ots=QiV0vEMSwR&sig=FD_5pKkJdfDO5E8PwOKx67T1yhM&hl=cs#v=onepage&q=Stephan%20Odenwald%20deformation&f=false
- [67] ZHANG, J., HUANG, J.: *Dynamic Simulation of the Hydraulic Shock Absorber for Sled Impact Test*. State Key Laboratory of Automotive Safety and Energy, Tsinghua University, Beijing 100084, China, ISSN:1000-0879.0.2003-04-003. [online]. [cit.2012-08-31]. Dostupný z www<http://en.cnki.com.cn/Article_en/CJFDTOTAL-LXYS200304003.htm
- [68] ZLÁMALOVÁ, B., *Diplomová práce: Fyzikálně-mechanické vlastnosti latexových vkládacích stélek*. UTB Zlín: Fakulta technologická, 2009.

- [69] HYBLEROVÁ, M., *Diplomová práce: Fyzikálně-mechanické vlastnosti vkladacích stélek*. UTB Zlín: Fakulta technologická, 2011.
- [70] BADDAR, A., GRANATA, K., DAMIANO, DL., et al. *Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: effects of gastrocnemius – soleus lengthening*. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84-A, p. 736–744.
- [71] BRINCKMANN, P., FROBIN, W., LEIVSETH, G. *Musculoskeletal Biomechanics*. 3. vyd. Stuttgart: Thieme, 2002. 243 p. ISBN 3-13-130051-5.
- [72] SMETÁK, J. SMETÁK, V. *Značení v ortopedickém obuvnictví*. Praha. [online]. [cit.2012-08-30]. Dostupný z [www<http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc7d38a8fa7d07.htm](http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc7d38a8fa7d07.htm).
- [73] MALÁČ, J. *Gumárenská technologie*. 1.vyd.Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2005.156 p.
- [74] DUCHÁČEK, V. *Základní pojmy z chemie a technologie polymerů, jejich mezinárodní zkratky a obchodní názvy*. Praha: VŠCHT, 2004. 56 s. ISBN 80-7080-265-0.
- [75] Archiv ilustrací autora.

SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA

Články

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P., GOGELA, J., JUŘIČKA, M., ODENWALD, S. *Studium pohlcené energie měkké části vkladacích stélek u sportovní obuvi. Pohybové ústrojí.* 2012, roč. 19, 3,4, p. 217-223. ISSN 1212-4575. DOI: 1212-4575. Dostupné z: <http://pojivo.cz>

Sborníky mezinárodních konferencí

MAYEROVÁ, V., **KOCOUREK, R.** *Children footwear regulations in the Czech republic and other countries and in outside Europe Footwear safety and functionality.* 2012, 95-104p. Instytut Przemysłu Skórzanego w Lodzi, ul. Zgierska 73 Oddział w Krakowie, ul. Zakopińska 9, 30-418 Kraków. ISBN 978-83-9321-50-2-7.

XII: Mat Eco Shoes 2012. Mezinárodní konference 23. 11. 2013 v Krakově.

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P. *Studium jímavosti energie měkké části vkladacích stélek u sportovní obuvi. Pohybové ústrojí.* 2012, roč. 19, 1,2, p. 160. ISSN 1212-4575. DOI: 1212-4575. Dostupné z: <http://pojivo.cz>

HLAVÁČEK, P., **KOCOUREK, R., BAKOŠ, D.** *CSTI 2011. Studium kožených oděvů generála Milana Rastislava Štefánika a italské posádky havarovaného letadla Caproni Ca-33. Konzervační veda a technológie pre ochranu kultúrneho dedičstva. Zborník prezentácií prednášok.* 3. – 4. november 2011, Bratislava: SNM, 2011. ISBN 978-80-8060-276-5. Dostupné z: <http://www.snm.sk/?zbornik>

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P., BAĐUROVÁ, J., JUŘIČKA, M., SMOLKA, P., CHMELAŘOVÁ, M., SIXTOVÁ, P., ŠIBOVÁ B., YANG, L.: *Obesity reviews: Properties of latex insoles for obese patients.* T1PO. 268, ISSN: 1467-7881

YANG, L., DONG, J., SUN, X., HLAVÁČEK P., Wang X., CHEN, W., **KOCOUREK, R.** *Obesity reviews: Comparison of Plantar Pressure Distribution between Obese and non-Obese Boys native Chinese during normal walking.* T1PO. 263, ISSN: 1467-7881

Mezinárodní konference

MAYEROVÁ, V., **KOCOUREK**, R. XII. MAT ECO SHOES 2012 *Children footwear regulations in the Czech republic and other countries and in outside Europe, Influence of the shoe rigidity on children's walking stereotype.* 22 - 23. 11. 2013 v Krakově, Polsko.

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P. XII. Mezinárodní podiatrické sympozium - Péče o nohu a zásady zdravého obouvání. *Problematika tlumení nášlapných sil spodkovými dílci obuvi.* 16. 10. 2012, Medical fair Brno, BVV kongresové centrum Brno a.s.

MATĚJÍČEK, M., Mayerová, V., **KOCOUREK**, R., PACLÍKOVÁ, P. XII. Mezinárodní podiatrické sympozium - Péče o nohu a zásady zdravého obouvání *Vliv tuhosti obuvi na stereotyp chůze dítěte* 16. 10. 2012, Medical fair Brno, BVV kongresové centrum Brno a.s.

MATĚJÍČEK, M., Mayerová, V., PALÁNOVÁ, M., **KOCOUREK**, R. *Vliv tuhosti obuvi na stereotyp chůze dítěte.* XVI. Mezinárodní ortotický a protetický kongres APTO, Martin, 16. 11. 2012.

KOCOUREK, R., Hlaváček, P., Gogela, J., Juříčka, M., Odenvald, S. *Damping Characteristic of Latex Insole Inserts.* – poster. ORTOPEDIE REHA-TECHNIK, Lipsko, 15.-18. 05. 2012.

MAYEROVÁ, V., PALÁNOVÁ, M., **KOCOUREK**, R. *Súčasný stav kvality obúvania a zdravotného stavu noh detí mladšieho školského veku.* XV. Mezinárodní ortotický a protetický kongres APTO, 14. - 15. 10. 2011.

MAYEROVÁ, V., PALÁNOVÁ, M., **KOCOUREK**, R. XI. Mezinárodní podiatrické sympozium - Zdravotní aspekty obouvání dětí. *Současný stav kvality obouvání dětí mladšieho školního veku a vliv na zdravotní stav nohou.* 18. 10. 2011, Medical fair Brno, BVV kongresové centrum Brno a.s.

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P., BAĐUROVÁ, J., JUŘIČKA, M., SMOLKA, P., CHMELAŘOVÁ, M., SIXTOVÁ, P., ŠIBOVÁ B., ŠIMOŇÁKOVÁ, L., YANG, L.,

BYAMBADORJ, T.: *Properties of Latex Materials Used for Insoles Production* – poster. The European Society of Movement Analysis in Adults and Children 2009 meeting in London, UK 14-19th September 2009.

YANG, L., **KOCOUREK, R.**, HLAVÁČEK, P., ZHOU, J., CHEN, W.: „*Comparison of Dynamic Plantar Pressure in Type 2 Diabetic Patients Between China and Czech Republic*“ – poster. Diabetic Foot Study Group conference. Slovenia, 25-28, September 2009.

KOCOUREK, R., HLAVÁČEK, P., BAĐUROVÁ, J., JUŘIČKA, M., SMOLKA, P., CHMELAŘOVÁ, M., SIXTOVÁ, P., ŠIBOVÁ B., YANG, L.: *Properties of latex insoles for obese patients.* - poster. The International congress on obesity 11-15/07/2010 Stockholm.

YANG, L., DONG, J., SUN, X., HLAVÁČEK P., Wang X., CHEN, W., **KOCOUREK, R.** *Comparison of Plantar Pressure Distribution between Obese and non-Obese Boys native Chinese during normal walking.* - poster. The International congress on obesity 11-15/07/2010 Stockholm.

YANG, L., DONG, J., SUN, X., HLAVÁČEK, P., WANG, X., CHEN, W.,

KOCOUREK, R. *Comparison of Plantar Pressure Distribution between Obese and non-Obese Boys native Chinese during normal walking.* - poster. GCMAS Miami, 15/5/2010 Florida, USA.

Národní konference

KOCOUREK, R., Hlaváček, P., Gogela, J., Juříčka, M., Odenvald, S. *Studium pohlčené energie měkké části vkladacích stélek u sportovní obuvi.* Podiatrický seminář, Praha 12. - 13. 10. 2012.

Neimpaktovaná domácí periodika

MAYEROVÁ, V., **KOCOUREK R.** *Obouváme správně své děti?* Beďa obuv s.r.o., spolupracovala na bakalářské práci. Praha 5: Press Real Group, spol.s.r.o., 2012, roč. 4, 2012, p. 36. Dostupné z: <http://www.textil-obuv.cz/archiv-casopisu>

MAYEROVÁ, V., **KOCOUREK R.** *Odborník zní své zboží? Školící cyklus Cesta ke kvalitě.* Praha 5: Press Real Group, spol.s.r.o., 2012, roč. 4, 2012, s. 36. Dostupné z: <http://www.textil-obuv.cz/archiv-casopisu>

MAYEROVÁ, V., **KOCOUREK, R.** *Podiatrická poradna ve Zlíně. Nebývalý zájem.* Praha 5: Press Real Group, spol.s.r.o., 2012, roč. 4, 2012, p. 36. Dostupné z: <http://www.textil-obuv.cz/archiv-casopisu>

KOCOUREK, R., GOGELA, J.: *Zdravotně nezávadné obouvání.* 9SIL, ročník II., no. 3,1 p., E.č.: MK ČR 18387, 2009, Zlín.

CURRICULLUM VITAE

Osobní údaje

Jméno, příjmení, titul: Radim Kocourek, Ing.
Datum narození: 25. 10. 1982
Stav: svobodný
Bydliště: V Dolině 214, 760 01 ZLÍN, Jaroslavice.
Kontakt: +420 603 359 454, rkocourek@ft.utb.cz

Vzdělání

2008 - stále trvá Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství, studijní program Technologie makromolekulárních látek. Doktorské studium.

2007 – 2008 Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Inženýrství a hygiena obouvaní. Magisterské studium.

2002 – 2007 Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Obuvnická technologie. Bakalářské studium.

1998 – 2002 Střední průmyslová škola kožařská ve Zlíně

Praxe

2011 – stále trvá Metodik vzdělávání. Česká obuvnická a kožedělná asociace. 2006 – 2008

2002 – 2009 Samostatný obchodní referent u obuvnické firmy ORTO plus

2002 - 2002 Pracovník výstupní kontroly u obuvnické firmy Novesta.

Pedagogická činnost

2009 – stále trvá Vedení diplomových a bakalářských prací na Fakultě technologické, Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně. Aktivní spolupráce na zahraničních projektech.

Znalosti a dovednosti

Jazyky: Anglický jazyk, C1 pokročilý

PC: ClassiCAD, CADcobler, Pascobler. Aplikace: Adobe, Novel system: Pedar, Emed. SPSS database15.0, MS Office (MS Word, MS Excel, MS Power Point). Golden HTML editor, Corel.

Reference

Doc. Ing. **Petr Hlaváček**, CSc., proděkan Fakulty technologické, Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, nám. T. G. Masaryka 275, 762 72 Zlín.

PhDr. **Vlasta Mayerová**, tajemnice České obuvnické a kožedělné asociace ve Zlíně. Tř. T. Bati 5267, 760 06 Zlín.

Ing. **Josef Zvoniček**, jednatel firmy ORTO plus s.r.o., Cyrilometodějská 505, 760 03 Valašské Klobouky.

