



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická
Ústav fyziky a materiálového inženýrství

Ing. Barbora Šibová

**TVAROVÉ ZMĚNY NOHOU A MOŽNOSTI JEJICH
OVLIVŇOVÁNÍ OBUVÍ**

**The Shape Changes of Feet and Possibilities of their
Influence on Shoes**

DIZERTAČNÍ PRÁCE

Program: P2808 Chemie a technologie materiálů
Obor: 2808V006 Technologie makromolekulárních látek
Školitel: doc. Ing. Petr Hlaváček, CSc. (10. 1. 2014);
doc. RNDr. Petr Ponížil, Ph.D.

Zlín, 2015

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému dřívějšímu školiteli doc. Ing. Petru Hlaváčkovi, CSc., *in memoriam*, jehož náhlá smrt mě velmi zasáhla.

Nemalé poděkování patří mému současnému školiteli doc. RNDr. Petru Ponížilovi, Ph.D. především za pomoc při zpracování experimentální části, za jeho trpělivost a čas, který mi věnoval. Dále bych ráda poděkovala Ing. Martině Černkové, Ph.D. za věcné připomínky, rady a vstřícnost při konzultacích a vypracování mé dizertační práce.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala svým rodičům, prarodičům, sestře Tereze, příteli Lukášovi a všem blízkým přátelům za jejich pomoc a trvalou podporu, bez které bych zdárně nedokázala studium dokončit.

ABSTRAKT

Tato dizertační práce byla zaměřena na tvarové změny nohou a možnosti jejich ovlivňování obuví. V současné době se nebezpečně zvyšují počty případů nošení obuvi, která je rozměrově disproporční s individuálním tvarem nohou. Lze tedy předpokládat, že při zvyšující se rozměrové disproporcii jsou nohy dnešních zákazníků výrazně deformovány. Problematice deformačního chování nohou, zejména v oblasti metatarsophalangeálního skloubení, se dosud nevěnovala dostatečná pozornost. Na základě zmíněných skutečností byl Ústavem fyziky a materiálového inženýrství na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně vyvinut přístroj na měření deformovatelnosti chodidla, který by simuloval obutí do úzké obuvi. Pomocí toho zařízení lze měřit skutečné obvodové rozměry nohy v zatížení působením tahové síly, která je vyvinuta přístrojem.

Z výsledků získaných v předložené práci lze konstatovat, že pravá noha a levá noha se liší, tedy deformovatelnost pravé nohy je vždy vyšší než deformovatelnost levé nohy bez ohledu na to, zda se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku nebo probanda či probandku s pravou nebo levou odrazovou nohou. Z této skutečnosti tedy plyne, že je nutné provádět měření pro pravou i levou nohu. Dále měření prokázala, že lidská noha je snadno deformovatelná část lidského těla, zejména je-li toto zjištění srovnáváno s nošením užší a menší obuvi. Tato skutečnost nebyla doposud dostatečně studována ani z hlediska vlivu na změny funkčního chování, či z hlediska zdravotní nezávadnosti obouvání.

Klíčová slova: noha, metatarsophalangeálního skloubení nohy, deformovatelnost nohy, materiál, useň, tažnost

ABSTRACT

This dissertation was focused on the changes in the shape of their feet and the possibility of influencing shoes. Currently dangerously increasing number of cases wearing footwear, which is dimensionally disproportional with the individual shape of the foot. It can be assumed that the increasing disproportion dimensional legs of today's customers are strongly deformed. The issue of the deformation behavior of the feet, especially in metatarsophalangeal joint, still has not given sufficient attention. On the basis of these facts the Institute of Physics and Materials Engineering at Tomas Bata University in Zlín developed device for measuring the deformability of the foot, which would simulate the tires to narrow shoes. We can measure, with this device, the actual dimensions of the legs in a circumferential load effect of tensile force that is developed device.

The results obtained in the present work can be stated that the right leg and the left foot is different, thus the deformability of the right foot is always higher than the deformability of the left foot, regardless of whether they are right-handed or left-handed proband or the proband with the right reflective or left foot. This fact therefore follows that it is necessary to take measurements for the right and left leg. Further measurements showed that the human foot is easily deformable part of the human body, especially when compared with the findings wearing thinner and smaller shoes. This fact has not been sufficiently studied either in terms of impact on functional changes in behavior, or in terms of healthy footwear.

Keywords: foot, metatarsophalangeal joint, foot deformability, material, leather, elongation

OBSAH

SEZNAM ILUSTRACÍ	8
SEZNAM TABULEK	11
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	12
1 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	13
1.1 KOSTI NOHY	14
1.1.1 Střední oddíl nohy	15
1.1.2 Přední oddíl nohy	16
1.2 KLENBA NOHY	17
1.3 TYPOLOGIE NOHY	20
1.3.1 Antropologická typologie nohy.....	20
1.3.2 Klasická klinická typologie nohy.....	21
1.3.3 Metody vyhodnocování nožní klenby pomocí plantogramů.....	23
1.3.4 Funkční typologie nohy.....	25
1.4 KLOUBNÍ A LIGAMENTÓZNÍ SYSTÉM NOHY	26
1.4.1 Klouby a vazy předního a středního tarzu.....	27
1.4.2 Plantární aponeuróza	28
1.5 SVALY NOHY	29
1.5.1 Hřbetní svaly nohy	29
1.5.2 Plantární svaly nohy	30
1.6 KŮŽE NOHY	34
1.6.1 Subkutánní vazivově-tuková vrstva	35
1.7 ČÍSLOVÁNÍ A ROZMĚRY OBUVI	35
1.7.1 Velikostní číslo obuvi	36
1.7.2 Obvodová skupina nohou.....	37
1.8 ANALÝZY ROZMĚRŮ NOŠENÉ OBUVI.....	38
1.9 PRAVORUKOST, LEVORUKOST, ODRAZOVÁ NOHA.....	39
1.10 FYZIKÁLNĚ MECHANICKÉ VLASTNOSTI OBUVNICKÝCH SVRŠKOVÝCH MATERIÁLŮ	41
1.10.1 Pevnost v tahu a protažení.....	42
1.10.2 Stanovení pevnosti v tahu, protažení, relativního protažení a prodloužení.....	44
2 STANOVENÍ PRACOVNÍCH CÍLŮ	46
3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	47
3.1 ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA A POPIS MÍSTA MĚŘENÍ	47
3.2 PROBANDI	47
3.2.1 Základní údaje	49
3.2.2 Přímá délka chodidla	49
3.2.3 Obvod prstních kloubů	49
3.2.4 Tělesná hmotnost	49
3.2.5 Tělesná výška	50
3.2.6 Body Mass Index (BMI)	50
3.2.7 Otisk a obrys chodidla.....	51
3.2.8 Test odrazové nohy	53

3.3	PŘÍSTROJE A ZAŘÍZENÍ.....	54
3.3.1	Váha Omron BF500	54
3.3.2	Antropometr	54
3.3.3	Plantograf	55
3.3.4	Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla	56
3.3.5	Trhací stroji Ultra High Precision Universal Testing Machines AG-X SHIMADZU pro měření tažnosti (protažení) testovaných usní	57
3.4	ZVOLENÉ STATISTICKÉ METODY VYHODNOCENÍ	59
3.4.1	Regresní lineární analýza	59
3.4.2	Jednovýběrový t-test	59
3.4.3	Korelační koeficient	60
4	DISKUZE VÝSLEDKŮ	61
4.1	ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ DEFORMOVATELNOSTI CHODIDLA.....	61
4.2	METODIKA MĚŘENÍ NA ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ DEFORMOVATELNOSTI CHODIDLA	62
4.3	STANOVENÍ POČÁTEČNÍHO OBVODU NOHY	64
4.4	ZÁVISLOST PRŮMĚRNÉ DEFORMACE OBVODU NOHY PROBANDŮ A PROBANDEK NA APLIKOVANÉ SÍLE	65
4.4.1	Závislost maximální deformace obvodu pravé a levé nohy na maximální aplikované síle.....	69
4.5	DEFINICE DEFORMOVATELNOSTI NOHY	70
4.6	REPRODUKOVATELNOST MĚŘENÍ NA ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ DEFORMOVATELNOSTI NOHY	71
4.7	ROZDÍL DEFORMOVATELNOSTI MEZI PRAVOU A LEVOU NOHOU PROBANDŮ A PROBANDEK	72
4.8	TESTOVÁNÍ ROZDÍLU DEFORMOVATELNOSTI NOHY PROBANDŮ A PROBANDEK V ZÁVISLOSTI NA PRAVORUKOSTI A LEVORUKOSTI PROBANDŮ A PROBANDEK	73
4.9	TESTOVÁNÍ ROZDÍLU DEFORMOVATELNOSTI NOHY PROBANDŮ A PROBANDEK V ZÁVISLOSTI NA ODRAZOVÉ NOZE PROBANDŮ A PROBANDEK	75
4.10	TESTOVÁNÍ ZÁVISLOSTI DEFORMOVATELNOSTI NOHY NA INDEXU PLOCHONOŽÍ METODOU CHIPPAUX-ŠMIŘÁK.....	77
4.11	TESTOVÁNÍ DEFORMOVATELNOSTI NOHY NA INDEXU PLOCHONOŽÍ PODLE CLARKOVA ÚHLU	79
4.12	ZÁVISLOST DEFORMOVATELNOSTI NOHY NA PŘÍMÉ DÉLCE CHODIDLA PROBANDŮ A PROBANDEK	81
4.13	ZÁVISLOST DEFORMOVATELNOSTI NOHY NA OBVODU PRSTNÍCH KLOUBŮ ZATÍŽENÉ NOHY PROBANDŮ A PROBANDEK	84
4.14	ZÁVISLOST DEFORMOVATELNOSTI NOHY NA INDEXU OBVODU PRSTNÍCH KLOUBŮ ZATÍŽENÉ NOHY A PŘÍMÉ DÉLKY CHODIDLA	87
4.15	SROVNÁNÍ DEFORMOVATELNOSTI NOHY A DEFORMOVATELNOSTI MATERIÁLU Z USNĚ ZE ZKOUŠKY TAŽNOSTI (PROTAŽENÍ)	90
5	PŘÍNOS PRO VĚDU A VÝZKUM.....	93
6	ZÁVĚR.....	95
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	97
8	SEZNAM AKTIVIT A PUBLIKACÍ.....	105

9	CURRICULUM VITAE	107
10	SEZNAM PŘÍLOH	110

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obrázek 1 Kostra lidské nohy [7]	14
Obrázek 2 Přední a střední oddíl nohy [11]	16
Obrázek 3 Sezamské kůstky palce nohy [14]	17
Obrázek 4 Tripoidní model nožní klenby [18]	18
Obrázek 5 Podélné a příčné klenutí [19]	18
Obrázek 6 Mediální a laterální oblouk nohy [23]	19
Obrázek 7 Nejčastější typy antropologické typologie [24]	20
Obrázek 8 Základní typy nohou [25]	21
Obrázek 9 Ukázka otisků vysoké, normální a ploché nohy [26]	21
Obrázek 10 Metoda vyhodnocení plantogramů pomocí metody Chippaux-Šmiřák [34]	24
Obrázek 11 Metoda vyhodnocení plantogramů pomocí metody Clarkova úhlu [34]	24
Obrázek 12 Ligamentózní systém nohy na hřbetě chodidla [37]	26
Obrázek 13 Ligamentózní systém na plantě chodidla [37]	26
Obrázek 14 Základní rozdělení kloubů nohy [37]	28
Obrázek 15 Frontální pohled na svaly nohy [37]	29
Obrázek 16 Krátký natahovač prstů nohy (<i>extensor digitorum brevis</i>) a dlouhý natahovač palce nohy (<i>extensor hallucis brevis</i>) [37]	30
Obrázek 17 Svaly nohy v první vrstvě [37]	31
Obrázek 18 Čtyřhranný chodidlový sval (<i>quadratus plantae</i>) a červovité svaly (<i>musculi lumbricales</i>) [37]	32
Obrázek 19 Krátký ohýbač palce nohy (<i>musculus flexor hallucis brevis</i>) a krátký ohýbač malíku nohy (<i>musculus flexor digiti minimi</i>) [37]	33
Obrázek 20 Mezikostní plantární a dorzální svaly (<i>musculi interossei plantares et dorsales</i>) [37]	34
Obrázek 21 Grafický záznam o působení přepočítané trhací síly zkušebního tělíska materiálu usně na přepočítaném prodloužení	43
Obrázek 22 Zkušební tělíska k stanovení pevnosti v tahu [85]	44
Obrázek 23 Měřidlo pro přímou délku chodidla	49
Obrázek 24 Hodnocení dle Chippaux-Šmiřák [33]	51
Obrázek 25 Hodnocení dle Clarkova úhlu [34]	53
Obrázek 26 Váha Omron BF 500 [24]	54

<i>Obrázek 27 Antropometr [37]</i>	54
<i>Obrázek 28 Plantograf [33]</i>	55
<i>Obrázek 29 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [60]</i>	56
<i>Obrázek 30 Ukázka testovaných druhů usní</i>	57
<i>Obrázek 31 Trhací stroj Ultra High Precision Universal Testing Machines AG -X SHIMADZU</i>	58
<i>Obrázek 32 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [60]</i>	61
<i>Obrázek 33 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [90]</i>	63
<i>Obrázek 34 Závislost směrodatné odchylky deformace obvodu pravé nohy probandů na aplikované síle</i>	64
<i>Obrázek 35 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandů na síle</i>	65
<i>Obrázek 36 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandek na síle</i>	67
<i>Obrázek 37 Deformovatelnost pravé a levé nohy probanda č. 8 na síle</i>	70
<i>Obrázek 38 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřák</i>	78
<i>Obrázek 39 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandek na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřák</i>	78
<i>Obrázek 40 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu</i>	80
<i>Obrázek 41 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandek na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu</i>	80
<i>Obrázek 42 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na přímé délce pravého chodidla probandů</i>	82
<i>Obrázek 43 Závislost deformovatelnosti levé nohy na přímé délce levého chodidla probandů</i>	82
<i>Obrázek 44 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na přímé délce pravého chodidla probandek</i>	83
<i>Obrázek 45 Závislost deformovatelnosti levé nohy na přímé délce levého chodidla probandek</i>	83
<i>Obrázek 46 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na obvodu zatížené pravé nohy probandů</i>	85
<i>Obrázek 47 Závislost deformovatelnosti levé nohy na obvodu zatížené levé nohy probandů</i>	85

<i>Obrázek 48 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na obvodu zatížené pravé nohy probandek.....</i>	<i>86</i>
<i>Obrázek 49 Závislost deformovatelnosti levé nohy na obvodu zatížené levé nohy probandek.....</i>	<i>86</i>
<i>Obrázek 50 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na indexu obvodu pravé zatížené nohy a přímé délky pravého chodidla probandů.....</i>	<i>88</i>
<i>Obrázek 51 Závislost deformovatelnosti levé nohy na indexu obvodu levé zatížené nohy a přímé délky levého chodidla probandů</i>	<i>88</i>
<i>Obrázek 52 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na indexu obvodu pravé zatížené nohy a přímé délky pravého chodidla probandek</i>	<i>89</i>
<i>Obrázek 53 Závislost deformovatelnosti levé nohy na indexu obvodu levé zatížené nohy a přímé délky levého chodidla probandek.....</i>	<i>89</i>
<i>Obrázek 54 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu z hovězíny na přepočítané síle</i>	<i>90</i>
<i>Obrázek 55 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu ze skopovice na přepočítané síle</i>	<i>91</i>
<i>Obrázek 56 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu z koziny na přepočítané síle</i>	<i>91</i>

SEZNAM TABULEK

<i>Tabulka 1 Označování obvodových skupin (Anglický systém) [60]</i>	37
<i>Tabulka 2 Rozměry zkušebních tělísek ke stanovení pevnosti v tahu [85]</i>	44
<i>Tabulka 3a Charakteristika měřených probandů</i>	47
<i>Tabulka 3b Charakteristika měřených probandů</i>	48
<i>Tabulka 4 Kategorie Body Mass Indexu (BMI) [33]</i>	50
<i>Tabulka 5 Klasifikace nohy dle indexu plochonoží [33]</i>	52
<i>Tabulka 6 Klasifikace nohy pomocí Clarkova úhlu [33]</i>	53
<i>Tabulka 7 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandů</i>	66
<i>Tabulka 8 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probanek</i>	68
<i>Tabulka 9 Reprodukovatelnost měření</i>	71
<i>Tabulka 10 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů a probanek</i>	72
<i>Tabulka 11 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů v závislosti na pravorukosti a levorukosti probandů</i>	73
<i>Tabulka 12 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probanek v závislosti na pravorukosti a levorukosti probanek</i>	74
<i>Tabulka 13 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů v závislosti na odrazové noze probandů</i>	75
<i>Tabulka 14 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probanek v závislosti na odrazové noze probanek</i>	76
<i>Tabulka 15 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů podle Chippaux-Šmirák</i>	77
<i>Tabulka 16 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu</i>	79
<i>Tabulka 17 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probanek na přímé délce chodidla</i>	81
<i>Tabulka 18 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probanek na obvodu prstních kloubů zatížené nohy</i>	84
<i>Tabulka 19 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probanek na indexu obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla</i>	87
<i>Tabulka 20 Deformovatelnost měřených usňových materiálů</i>	92

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

a	Šířka otisku v nejužší části plantogramu
apod	A podobně
b	Šířka otisku v nejšířší části plantogramu
BMI	Body Mass Index
cm	Centimetr
ET AL	A další
I	Index nohy pro zjištění úrovně nožní klenby
IPJ	Interphalangeal Joint
kg	Kilogram
mm	Milimetr
MPa	Megapascal
MT	Ossa Metatarsalia
MTPJ	Metatarsophalangeal Joint
N	Newton
např	Například
OPK	Obvod prstních kloubů
OPK _Z	Obvod prstních kloubů při zatížení
PDCH	Přímá délka chodidla
r	Korelační koeficient
t	Testovací kritérium
t _{krit}	Kritická hodnota
tj	To je
TMTJ	Tarsometatarsal Joint
V _č	Velikostní číslo

1 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Lidská chůze je v celé živočišné říši zcela výjimečná a pro každého člověka naprosto individuální, je základní složkou našeho pohybu. Podle AMIN A KOL [1] je chůze komplexní funkcí stavby lidské kostry a kostí, svalové aktivity, tělesné hmotnosti, délky končetin apod. Tato komplexita chůze je jen velmi obtížně napodobitelná.

V současné době je v obchodech nabízená obuv vyráběná v jedné šířce, přičemž kopyto se častěji podřizuje módním tvarům než výsledkům antropometrických studií. Chaos s označováním velikostí obuvi, který se stále mírně zvyšuje, nemá obdoby s žádnou jinou komoditou vyráběnou ve více velikostech. Dnešní systémy číslování velikostí obuvi jsou natolik nejednotné, že je prakticky nemožné podle nich obuv vybírat – pouze na základě deklarované velikosti. Z těchto důvodů se obecně upustilo i od měření nohou na prodejnách obuvi. Již HLAVÁČEK [2] ve své studii upozornil na to, že soulad šířkových (popř. obvodových) hodnot je pro nohu mnohem významnější, než hodnoty přímé délky nohy. Jedna šířka obuvi převládá i u takové obuvi jako je sportovní, pracovní apod. U módní obuvi v poslední době na evropských trzích pozorujeme vyšší výskyt užších modelů, které nejsou nabízeny v širších obvodových skupinách. Obecně lze konstatovat, že v nabídce obuvi ubývají modely širší a pohodlnější. Na základě uvedených skutečností je nutné předpokládat, že při zvyšující se rozměrové disproporcii jsou nohy dnešních zákazníků výrazně deformovány.

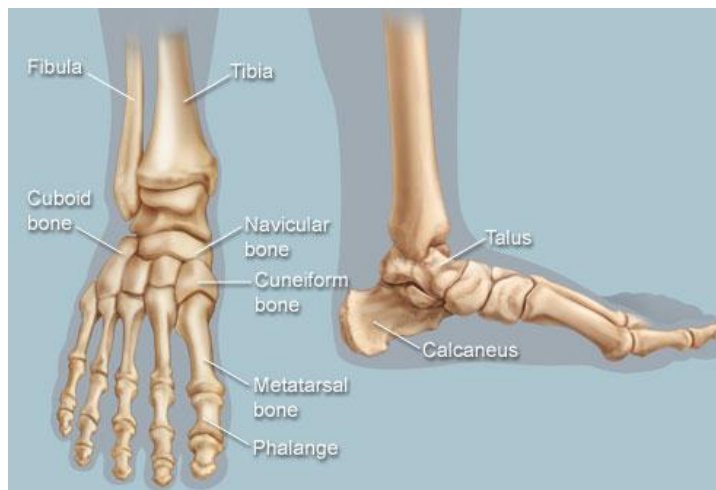
Další komplikace spočívá v tom, že lidská noha při antropometrickém měření je považována za tuhé těleso a nepřihlíží se přitom k jejím krátkodobým elastickým a deformačním vlastnostem. Problematice deformačního chování nohou, zejména v oblasti metatarsophalangeálního skloubení, se dosud nevěnovala dostatečná pozornost.

1.1 Kostí nohy

Dolní končetina je přizpůsobena k lokomoci, přičemž nese hmotnost celého těla. [3] K základním fyziologickým funkcím nohy patří chůze, běh a schopnost informovat nás o zevním prostředí. Lidská noha také zajišťuje náležitou stabilitu a rovnováhu a tlumí nárazy. Kostra nohy (obrázek 1) se skládá z 26 kostí a je definována jako část dolní končetiny od hlezenního kloubu dolů.

Noha je tvořena zadním, středním a předním oddílem. Zadní oddíl (zadonoží, zadní tarzus) je složen ze dvou velkých tarzálních kostí (kosti hlezenní a kosti patní). Střední oddíl (středonoží, přední tarzus) se skládá z pěti malých tarzálních kostí (kosti krychlové, lodkovité a třech kostí klínových). Přední oddíl (předonoží, metatarsus a prsty) je složený kostmi nártními a články prstů. Z funkčního hlediska dále nohu rozdělujeme na dva paralelní paprsky – mediální a laterální paprsek. Mediální paprsek tvoří kost hlezenní, lodkovitá, kosti klínové, I. až III. metatars a prsty. Laterální paprsek je tvořen kostí patní, krychlovou, IV. a V. metatarssem a prsty. [4, 5, 6]

K nejčastějším deformacím nohy dochází na středním a předním oddíle nohy. V následujících kapitolách se práce věnuje této problematice.



Obrázek 1 Kostra lidské nohy [7]

1.1.1 Střední oddíl nohy

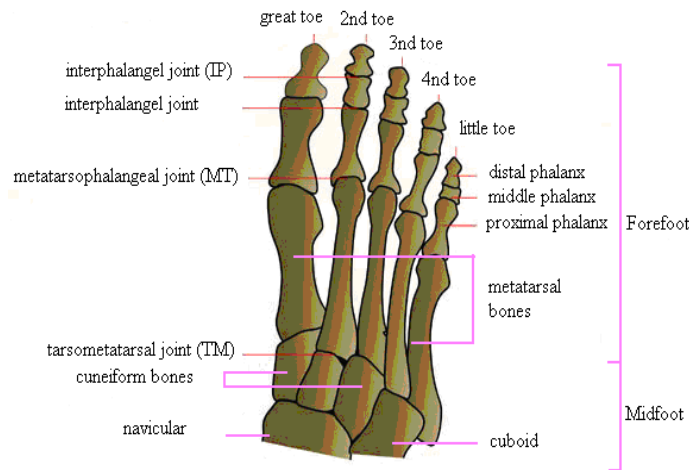
Na obrázku 2 je ukázán střední oddíl nohy, který je složen z kosti krychlové, loďkovité a ze tří kostí klínových.

Kost krychlová (*os cuboideum*) je krátká kost tvarem připomínající klín vložený na malíkové straně mezi patní kost a báze IV. a V. nártní kosti. Na proximální straně má kloubní plošku pro patní kost (*calcaneus*), distálně obsahuje dvě laterálně odkloněné kloubní plošky pro kosti IV. a V. metatarsu. Mediálně je uložena oválná faseta s klínovou kostí a kost loďkovitá. Plantárně jde hluboká rýha pro šlachy dlouhého peroneálního svalu (*sulcus tendinis musculi peronei longi*). [6, 8]

Kost loďkovitá (*os naviculare*) je krátkou, zřepdu dozadu oploštělou kostí, která je umístěná na palcovém okraji nohy, vysoko ve vnitřním oblouku nožní klenby. Má proximálně oválnou konkávní plošku pro talus, na distální straně jsou tři oddělené konkávně konvexní plošky pro kosti klínové. Laterálně je obvykle vytvořená malá kloubní ploška pro skloubení s kostí krychlovou. Mediálně je hmatatelná drsnatina *tuberositas osis navicularis* pro úpony dorzálního vazy (*ligamentum calcaneonaviculare*) a hlubokého lýtkového svalu (*musculus tibialis posteriori*). [6, 9]

Kosti klínové (*ossa cuneiformia*) se skládají ze tří kostí: mediální (*mediale*), střední (*intermedium*) a laterální (*laterale*). Všechny tři kosti klínové na proximální straně artikulují s kostí loďkovitou (*os naviculare*) a na distální straně se třemi mediálními metatarsy. Mezi mediální a laterální kost klínovou zapadá báze II. metatarsu. Tyto tři kosti klínové napomáhají vytvoření příčné klenby nohy. [6, 10]

Podle posledních literárních pramenů lze konstatovat, že zlomeniny středního talu jsou vzácné a často jsou doprovázeny jiným zraněním nohou. [8]



Obrázek 2 Přední a střední oddíl nohy [11]

1.1.2 Přední oddíl nohy

Přední oddíl je složený z pěti kostí nártních a článků prstů (obrázek 2).

Kosti nártní (ossa metatarsalia, MT). Kostra nártu je složena z pěti metatarsálních kostí, které mají proximálně širší báze, opatřené téměř rovnou kloubní plochou pro kosti zanártní a s bočními ploškami pro vzájemné skloubení. Těla metatarsů jsou trojboká a distálně se zužují a pokračují do hlaviček, které jsou z boku oploštělé a mají konvexní styčné plošky plantárně protažené ve dva ostré kondylární výběžky. Hlavice I. metatarsu má na plantární straně kloubní plošky pro palcové sezamské kůstky. Mezi mediální a laterální kost klínovou zapadá báze II. metatarsu, který je nejdelší a prochází jím anatomická osa nohy. K anatomické ose nohy jsou vztaženy abdukční a addukční pohyby ostatních prstů. Báze IV. metatarsu není tak pevně spojena se zanártím, což mu umožňuje volnější pohyb než ostatním metatarsům. V. metatars má poměrně velkou bázi, na laterálním okraji vybíhá ve hmatný hrbolek (drsnatinu – *tuberositas ossis metatarsalis quinti*), na který se upíná šlacha krátkého peroneálního svalu. [6, 12]

Články prstů nohy (phalanges, *digitorum pedis*) jsou svým počtem a úpravou obdobné jako části článků na ruce. Palec má dva články a laterální čtyři prsty jsou tříčlánkové. Proximální články mají proximálně konkávní kloubní plošky pro hlavičky metatarsů. Hlavičky proximálních článků mají trochleární kloubní plošky pro kratší a silnější střední články. Distální články jsou ploché a vybíhají distálně v drsnatinu, sloužící k upínání měkkých tkání špiček prstů. [6, 13]

Sezamské kůstky (obrázek 3), které dostaly svůj název pro podobnost se zrnky sezamu, jsou zvláštním typem krátkých kostí se často upínajících do jednotlivých šlach svalu (čěška) nebo šlach více svalů (sezamské kůstky palce nohy). Jsou často neúplně osifikované a obsahují různé množství chrupavčité a fibrózní tkáně. [6]

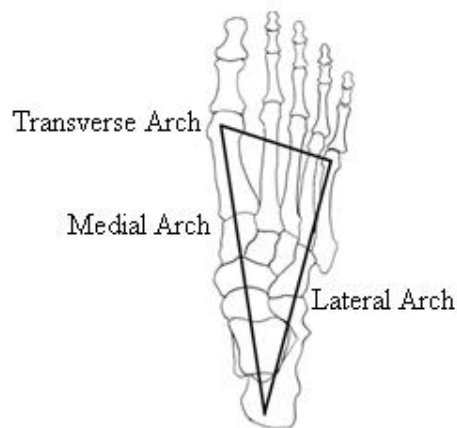


Obrázek 3 Sezamské kůstky palce nohy [14]

Zlomeniny předního oddílu chodidla jsou poměrně běžné a zahrnují přibližně dvě třetiny všech zlomenin nohou. Klinický průběh zlomenin v předonoží je obvykle příznivější než u středonoží nebo zadonoží. [15] K vážnějším úrazům předního oddílu nohy řadíme zlomeninu proximálního V. metatarsu a zlomeninu sezamských kůstek. [16]

1.2 Klenba nohy

V současné době je tradiční statický popis tripodního modelu nožní klenby (obrázek 4) překonán, ale je však i nadále odbornou veřejností používán při anatomickém popisu především pro svoji jednoduchost a srozumitelnost. Na noze se nachází tři hlavní oblouky, které ohraničují celou nožní klenbu (zevní – laterální, vnitřní – mediální a příčný – transverzální oblouk) a sbíhají se do tří pilířů, které mají na podložce tři opěrné body v místě hlavičky I. a V. metatarsu a dorzální části paty. LARSEN [17] nevhodně přirovnává stavbu nožní klenby ke šroubovité spirále, na jejímž vrcholu se nacházejí tři kosti klínové, které se s rostoucí zátěží silněji vklíní do sebe a zajišťují tak stabilitu. Vhodněji přirovnává VAŘEKA [6] stavbu nožní klenby ke střešní konstrukci. Tento model lépe dokládá schopnost odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze.



Obrázek 4 Tripoidní model nožní klenby [18]

Kostra nohy je uspořádána do podélného a příčného klenutí (obrázek 5). Podélné klenutí nohy je tvořeno mediálním a laterální obloukem (obrázek 6), mezi kterými probíhá řada dalších oblouků, které lze zjednodušeně zredukovat na pět (v podstatě se jedná o paprsky jednotlivých metatarsů).



Obrázek 5 Podélné a příčné klenutí [19]

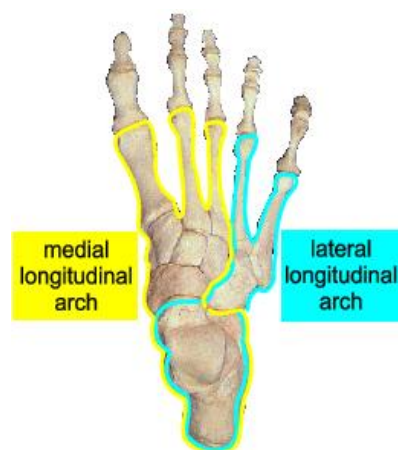
Vyšší a delší mediální oblouk se klene mezi hlavičkou I. metatarsu a výběžky patní kosti a je vystaven největšímu zatížení ve stoji i během lokomoce. Mediální oblouk je charakterizován I. metatarsem (podložky se dotýká pouze hlavička), střední klínovou kostí (os cuneiforme mediale), která se podložky nedotýká, kostí loďkovitou (os naviculare), která tvoří vrchol mediálního oblouku a je tedy klenákem, hlezenní kostí (talus) přenášející síly z vyšších etáží na klenbu a patní kostí (calcaneus), která se podložky dotýká pouze patním hrbolem. Laterální oblouk je nižší a méně rigidní a klene se mezi hlavičkami V. metatarsu a výběžky patní kosti.

Skládá se ze tří kostí: V. metatarsu (tvoří opěrný bod i pro přední oblouk), kost krychlová (os cuboideum), která se nedotýká podložky a kost patní (calcaneus), kde výběžky na patním hrbolu tvoří zadní opěrný bod. Štěrbina calcaneokuboidního kloubu je vrcholem laterálního oblouku a zároveň se zde potkává přední a zadní pilíř oblouku. [6, 20, 21]

Příčné klenutí se rozpíná v podstatě po celé délce nohy, tvoří ho řada příčných oblouků a je podmíněno různým tvarem a stavbou jednotlivých kostí. Přední oblouk příčného klenutí se nachází mezi hlavičkami I. a V. metatarsu, které se dotýkají podložky sezamskými kůstkami. Střední oblouk příčného klenutí v místě klínových kostí je vytvořen čtyřmi kostmi a podložky se dotýká laterálním okrajem kosti krychlové. Klenákem laterálního oblouku je střední kost klínová (os cuneiforme mediale) a společně s II. metatarsem vytváří podélnou osu nohy. Zadní oblouk příčného klenutí se rozpíná v úrovni kosti loďkovité (os naviculare) a kosti krychlové (os cuboideum). [6, 20, 21]

Udržení podélné a příčné klenby je závislé na uspořádání kostí a kloubů nohy (především tarzu), na napětí vazů a svalů, jejichž činnost je řízena centrálním systémem. [6] Hodnocení nožní klenby patří k běžným praktikám vyšetření nohy už jen proto, že je známo pouze jako dělení na plochou, vysokou a normální nohu. [22]

Existuje další hodnocení nožní klenby lišící se její výškou, které zdůrazňuje nohu jako dynamický komplex a nikoliv pouze jako statickou strukturu. [6]



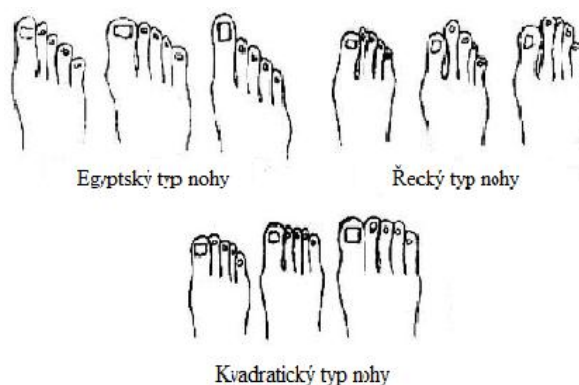
Obrázek 6 Mediální a laterální oblouk nohy [23]

1.3 Typologie nohy

Byla provedena již celá řada pokusů o vytvoření typologie nohy. Například antropologická typologie je poměrně jednoduchá, nicméně nedostatečně informující o anatomii a funkci nohy. Na druhé straně klasická klinická typologie je anatomicky lépe podložená a velmi rozšířena v mnoha modifikacích, ale málo zohledňující funkci nohy. [6]

1.3.1 Antropologická typologie nohy

Antropologická typologie nohy je podmíněna délkou metatarsů spolu s délkou článků prstů, podle kterých se mohou dále dělit na řadu subtypů. Nejčastější typy antropologické typologie (obrázek 7) byly pojmenovány podle uměleckých děl na obyčejný typ (egyptská noha), klasický typ (řecká noha) a kvadratický typ (polynéský typ). [24]



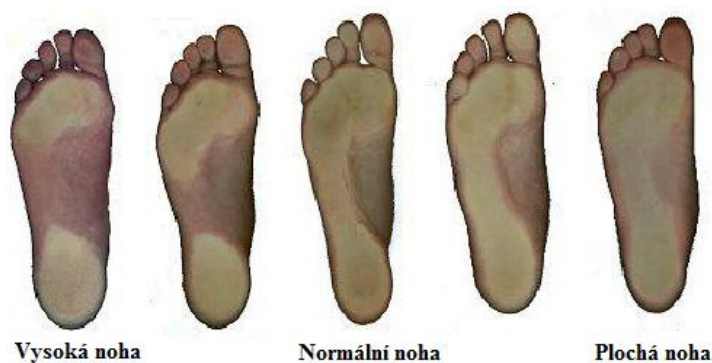
Obrázek 7 Nejčastější typy antropologické typologie [24]

1.3.2 Klasická klinická typologie nohy

Klasická typologie nohy je statická metoda a je založena na konceptu tripodní nožní klenby. Podle získaných hodnot dělí stav nožní klenby na tři základní typy (obrázek 8 a obrázek 9): normální noha, plochá noha a vysoká noha. V současné době lze považovat klasickou typologii ve srovnání s funkční typologií (viz další kapitola) za překonanou, ačkoliv je stále rozšířená a u nás prakticky jediná používaná. Pro získávání objektivních výsledků (zejména v případech komplikovaných deformací nohou) se používají zobrazovací metody (rtg), nebo se vychází z analýzy rozložení tlaků nohou na podložku, případně na stélku obuvi. Zpravidla se pro vyhodnocení naměřených hodnot používá sofistikovaných programů. [6]



Obrázek 8 Základní typy nohou [25]



Obrázek 9 Ukázka otisků vysoké, normální a ploché nohy [26]

Klinický nález ploché nohy je charakterizován zploštěním mediálního oblouku podélné klenby a jako valgózní deformita zadonoží. Plochá noha se vyskytuje buď jako vrozená nebo získaná vada. [27, 28] Získaná plochá noha vzniká přetěžováním v zaměstnání (dlouhodobé stání, zvedání těžkých břemen) nebo sportem a vlivem nezdravé módní obuvi. Vrozená plochá noha je v dětském věku jednou z nejčastějších diagnóz. Vrozená plochá noha se dělí na dětskou flexibilní a rigidní plochou nohu. Flexibilní plochá noha vzniká v období růstu, kdy podmínkou pro její rozvoj je zvýšená laxicita vazů, obezita a dlouhodobý pobyt na lůžku. Většina dětských plochonoží se s růstem a vyhráváním skeletu spontánně upraví, proto je většinou zahájeno konzervativní léčení (ortopedické vložky, protahování lýtkového svalstva pasivním stretchingem). Při rozvoji svalových kontraktur, bolestí a únavnosti nohy se doporučuje operační řešení. Rigidní bolestivá plochá noha (vrozený strmý talus, koalice tarzálních kostí) vyžaduje vždy podrobné vyšetření a individuální terapii, léčení je operační. [29, 30, 31] Zvláštní skupinou ploché nohy jsou pouřazové stavy (zlomeniny patní kosti, kostí nártu a záprstních kostí).

Vysoká noha je charakteristická abnormálním vyklenutím podélné nožní klenby a bývá často provázena snížením příčného klenutí pod metatarsy a jejich hlavičkami. V důsledku nadměrného přetěžování předonoží se zde vytvářejí otlaky. [28, 29, 32].

Důležité je také rozlišení mezi podélně plochou a příčně plochou nohou, protože oploštění příčné klenby běžně doprovází i lehčí stupně vysoké nohy. Podélně plochá noha se pozná podle toho, že dochází k omezení základních funkcí nohy, často doprovázené zvýšenou únavou, pálením, někdy i dokonce tupou bolestí, zvýšenou potivostí nohou, otoky a zhoršením krevního oběhu. Příčně plochá noha je způsobena přetěžováním přední příčné klenby nožní, kdy dochází k jejímu poklesu s následným zhoršením pružnosti klenby. Dále se projevuje bolestmi v místech II. až IV. hlavičky nártní kosti. Tato deformita vzniká především dlouhodobým nošením obuvi s vysokým podpatkem, díky kterému dochází k narušení rovnoměrného zatížení nohy. [31, 32]

1.3.3 Metody vyhodnocování nožní klenby pomocí plantogramů

Plantogram má své využití při diagnostice nohy, kde je vlastním obrazem plosky nohy.

Nejčastěji používané metody pro vyhodnocení klenby nožní jsou metoda podle Chippaux-Šmiřáka (obrázek 10) a metoda podle Schwarze a Clarka (obrázek 11). Pro svou jednoduchost a srozumitelnost byly tyto dvě metody použity i v této práci.

Metodou Chippaux-Šmiřáka se dá do poměru šířka v nejužším místě (hodnota „ a “) a v nejširším místě (hodnota „ b “) plantogramu, které jsou měřeny kolmo na tečnu laterální hrany otisku chodidla (obrázek 10). V podstatě se jedná o indexovou metodu a ze získaných hodnot se dále vypočítá index nohy podle příslušného vzorce (1). [33]

$$I = \frac{a}{b} \times 100 \text{ [%]} \quad (1)$$

Kde:

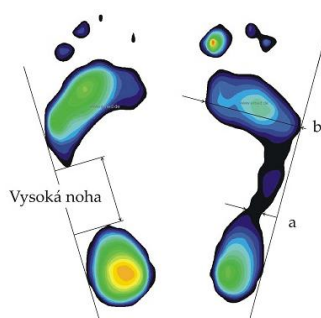
I – je index nohy [%],

a – šířka otisku v nejužší části plantogramu [mm],

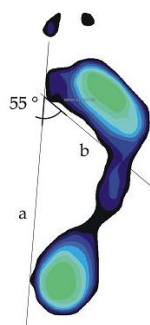
b – šířka otisku v nejširší části plantogramu [mm]. [33]

Tato metoda definuje tři úrovně nožní klenby – normálně klenutá noha, plochá noha a vysoká noha. Pokud přední a zadní část otisku nohy není spojena, jedná se o nohu vysokou. U vysoké nohy se měří délka mezery v centimetrech mezi otiskem přední a zadní části nohy. [34]

Metoda podle Schwarze a Clarka je založena na změření tzv. Clarkova úhlu, který je sestrojen mezi tečnou mediálního okraje plantogramu (přímka označena na obrázku 11 jako „a“) a tečnou k vnitřní části plantogramu (přímka označena jako „b“). Dle velikosti Clarkova úhlu je noha označována jako normální, plochá a vysoká. [24, 34] Metoda podle Clarkova úhlu většinou souvisí s oploštěním příčné klenby, která je doprovázena i lehčím stupněm vysoké nohy. [6] Další metody sloužící k vyhodnocení plochonoží jsou např. Metoda Sztriter-Godunov, Metoda indexu (Srdečný), Metoda segmentů a Mayerova metoda.



Obrázek 10 Metoda vyhodnocení plantogramů pomocí metody Chippaux-Šmiřák [34]



Obrázek 11 Metoda vyhodnocení plantogramů pomocí metody Clarkova úhlu [34]

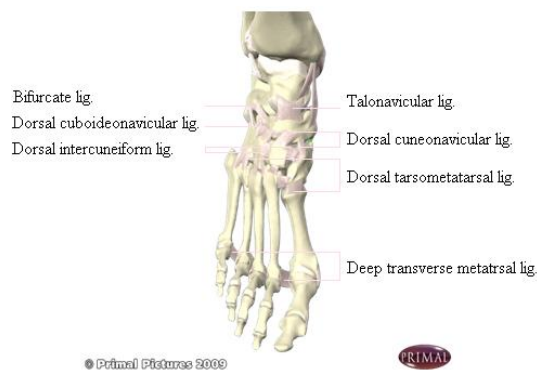
1.3.4 Funkční typologie nohy

Více než před padesáti lety vytvořil ROOT [22] nový model, který zdůrazňuje nohu jako dynamický komplex, nikoliv jako statickou strukturu. Tento model klade důraz především na funkční typologii nohy a na provázanost pohybů v kloubech dolní končetiny. Autor rozděluje nohu na neutrální typ, varózní zadonoží, varózní předonoží, valgózní předonoží a valgózní zadonoží. Hlavním cílem bylo zavést jasnou, konzistentní a přesnou typologii.

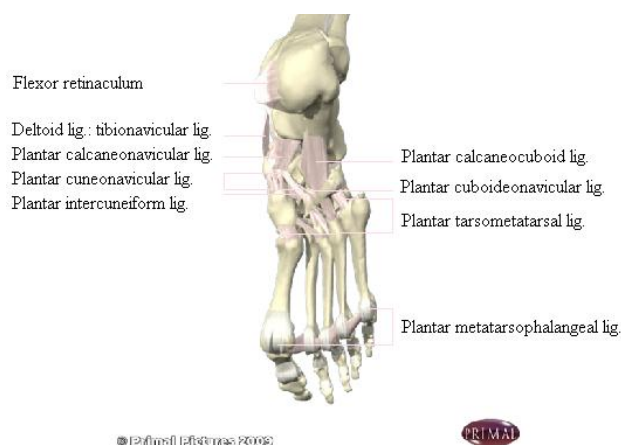
Podle tohoto modelu byly následně vytvořeny protokoly pro potřeby diagnostiky a pro tzv. funkční ortézování s použitím klínů a podpěr. Funkční typologie nohy byla dále zdokonalena nejen Rootem ale i řadou jeho následovníků a postupně byly vyvinuty nové modely a koncepty funkce nohy i přístupy k jejímu ortézování (např. Rotational Equilibrium Theory; Tissue Stress Model; Centre of Pressure Theory; Sagittal Plane Facilitation). [6, 35]

1.4 Kloubní a ligamentózní systém nohy

Noha realizuje styk těla s terénem, po němž se pohybujeme a musí být dostatečně ohebná a zároveň rigidní. Kostní struktura nohy je velmi komplikovaná. Pružnost nohy je zajištěna tvarem jednotlivých kostí, které jsou vzájemně provázány vazivovými strukturami a fixace nožních kleneb je dána svalovým aparátem bérce a nohy. Na obrázku 12 se nachází ligamentózní systém nohy na hřbetě a na obrázku 13 je ligamentózní systém na plantě chodidla. Tarsometatarsální klouby, metatarsophalangeální klouby a interphalangeální klouby mohou být příčinou pohybového omezení, a zejména proto je nutné vyšetřit rozsah jejich pohyblivosti a kloubní vůle. [36]



Obrázek 12 Ligamentózní systém nohy na hřbetě chodidla [37]



Obrázek 13 Ligamentózní systém na plantě chodidla [37]

1.4.1 Klouby a vazy předního a středního tarzu

Jak již bylo popsáno v předešlých kapitolách, tato práce se zaměřuje na přední a střední oddíl nohy. Obrázek 14 charakterizuje základní rozdělení kloubů nohy.

Zanártní-nártní klouby (tarsometatarsální klouby, articulationes tarsometatarseeae, Lisfrankův kloub, TMTJ), jedná se o synoviální klouby navzájem mezi sebou komunikující, výjimku tvoří I. tarsometatarsální kloub s vlastní synoviální dutinou a vlastním pouzdrem. Stabilitu tarsometatarsálních kloubů zajišťují dorzální, plantární a mezikostní vazy. Linie kloubu není rovná, má nápadný zářez v místě prostřední klínové kosti, kde je báze II. metatarsu o 3 až 5 mm posunuta proximálně. V tarsometatarsálních kloubech jsou možné poměrně malé pohyby díky krátkým a silným vazům. [6, 38]

Článkonártní klouby (metatarsophalangeální klouby, articulationes metatarsophalangeae, MTPJ) se nachází přibližně 2 až 3 cm proximálně od meziprstních řas. Hlavičky metatarsů začínají dorzálně jako kulová plocha přecházející plantárně v plochu válcovou. Hlavičky metatarsů a kloubní pouzdra jsou krátká, tuhá a zesílena kolaterálními vazy. Na plantární ploše nohy má I. metatarsophalangeální kloub dvě sezamské kůstky. Rozsah pohybů tohoto spojení je malý s výjimkou I. metatarsophalangeálního kloubu, kde je možná i rotace. Základními pohyby v metatarsophalangeálních kloubech je plantární a dorzální flexe. [6, 39]

Mezičlánkové klouby (interphalangeální klouby, articulationes interphalangeae pedis, IPJ) jsou to trochleární klouby opatřené bočními (kolaterálními) vazy. Pouzdro kloubu je velmi tenké a dorzálně srostlé se šlachami extenzorů, na plantární straně je vazivově-chrupavčitá destička. Hlavní funkcí mezičlánkových kloubů je extenze a flexe, přičemž proximálně je možná větší flexe než distálně, extenze je omezena v obou směrech. [6, 39]

Krychlolodkovitý kloub (cuboideonavikulární spojení, articulatio cuboideonavicularis), je synoviální kloub komunikující s kloubem loďkoklínovým (cuneonavikulárním, articulatio cuneonavicularis et articulations). Krychlolodkovité vazy (ligamentum cuboideonaviculare plantare et dorsale) jsou spojeny plantárně i dorzálně s oběma kostmi. [6, 40]

Meziklínové klouby (intercuneiformní klouby, intercuneiformes) umožňují malé vertikální pohyby, které mají následný vliv na změnu zakřivení příčného oblouku klenby nohy. Mediální část kosti krychlové poskytuje oporu oblouku a spočívají na ní laterální kosti klínové. Tyto kosti jsou spojeny dorzálními a plantárními meziklínovými vazy. [6, 21]

Hlavice loďkoklínového kloubu (articulatio cuneonavicularis) je tvořena lehce konvexní distální kloubní ploškou kosti loďkovité, která obsahuje tři separované plošky pro jednotlivé kosti klínové. Tuhost kloubu dodávají silné krátké vazy (plantární a dorsální cuneonavikulární vazy), jimiž je kloubní pouzdro zesíleno. Malý pohyb klínových kostí vzhledem ke kosti loďkovité způsobuje změnu zakřivení mediálního oblouku klenby nohy. Tento malý pohyb probíhá kolem podélné osy nohy. [6, 20]



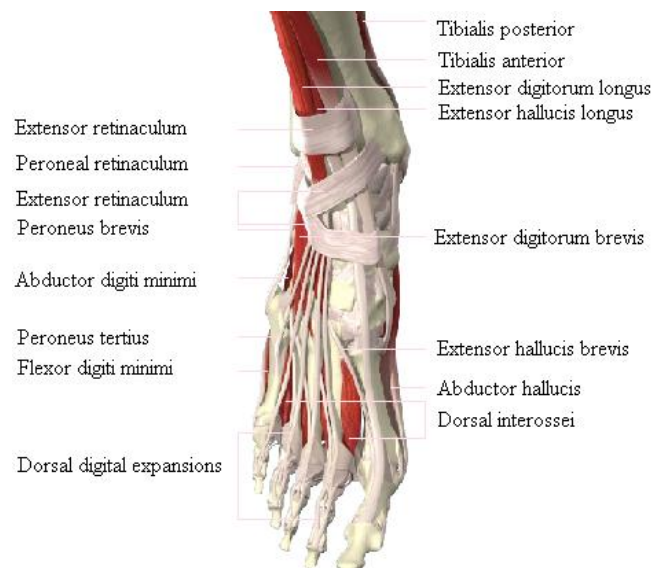
Obrázek 14 Základní rozdělení kloubů nohy [37]

1.4.2 Plantární aponeuróza

Plantární aponeuróza má svůj počátek na povrchu patní kosti a dále je zasazena do povrchu článků prstů. [41] Jedná se o silnou vazivovou vrstvu na plantární ploše nohy, která je srostlá s povrchem krátkého ohýbače prstů (musculus flexor digitorum brevis). Významně se podílí na udržení podélné klenby nohy. [21, 42] Plantární aponeuróza se obvykle dělí na centrální, mediální a laterální část. Nejrozsáhlejší centrální část jde od hrbolu patní kosti až do úrovně metatarsophalangeálních kloubů, kde se dělí na povrchovou a hlubokou vrstvu. Povrchová vrstva se upíná do kůže a podkožních struktur. Hluboká vrstva se upíná po stranách metatarsophalangeálních kloubů a spojuje se s pochvami šlach flexorů prstů. [6]

1.5 Svaly nohy

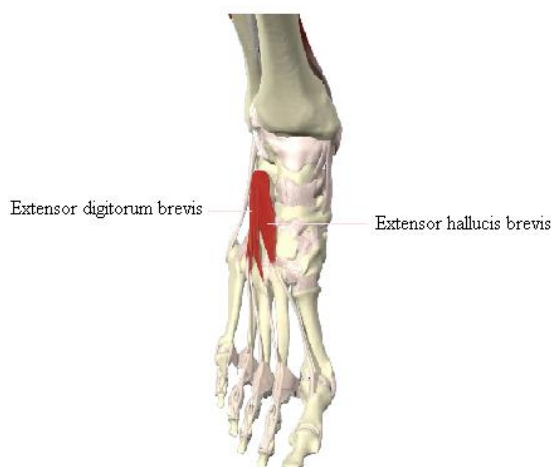
Podle způsobu uložení rozeznáváme svaly bérce a vlastní svaly nohy. Vlastní svaly nohy se skládají z hřbetních svalů nohy a plantárních (chodidlových) svalů nohy. Pohyb nohy je především způsoben silnějším svalstvem dolní končetiny, jejíž šlachy se upínají na noze (obrázek 15). [6] Stahováním svalů dolní končetiny dochází k pohybu našich nohou jako např. chůze, běhání, skákání a stání. [21]



Obrázek 15 Frontální pohled na svaly nohy [37]

1.5.1 Hřbetní svaly nohy

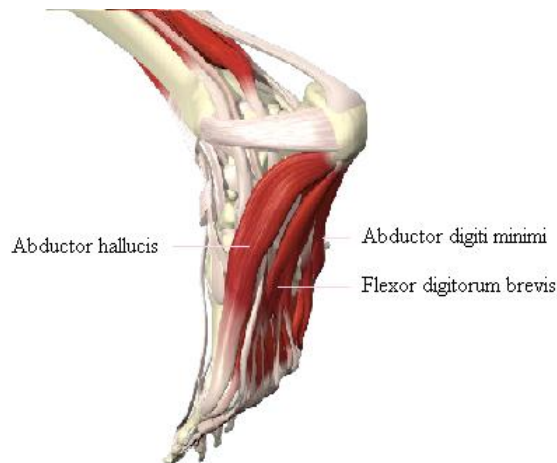
Krátký natahovač prstů nohy (obrázek 16; musculus extensor digitorum brevis) je jediným krátkým svalem nacházejícím se na hřbetní straně nohy, který začíná na dorzální straně patní kosti v blízkosti sinus tarsi (prostor mezi talem a kalkaneem). [43, 44] Odtud jde napříč povrchem tarzálních kostí a poté ve svém průběhu přechází ve čtyři šlachy, kde tři laterální šlachy se spojují se šlachami dlouhého natahovače prstů nohy (musculus extensor digitorum longus) pro 2., 3. a 4. prst. Hlavní funkcí krátkého natahovače prstů je extenze metatarsophalangeálních kloubů a extenze obou interphalangeálních kloubů. [45] Mediální šlacha spojená s dlouhým natahovačem palce nohy (musculus extensor hallucis longus) bývá v literatuře také popisována jako samostatný sval tzv. krátký natahovač palce nohy (obrázek 16; musculus extensor hallucis brevis), jehož hlavní funkcí je extenze palce v metatarsophalangeálním a interphalangeálním kloubu. [6]



Obrázek 16 Krátký natahovač prstů nohy (*extensor digitorum brevis*) a dlouhý natahovač palce nohy (*extensor hallucis brevis*) [37]

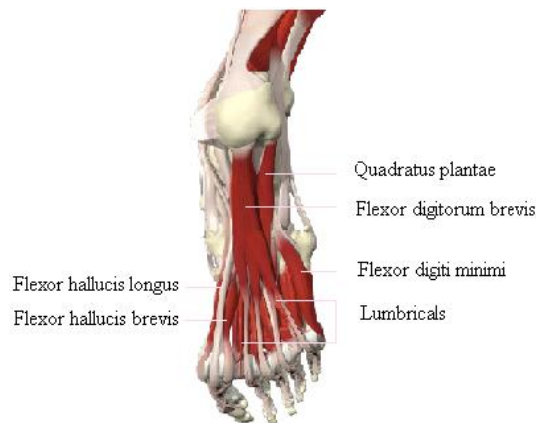
1.5.2 Plantární svaly nohy

Plantární svaly nohy se dělí do čtyř vrstev. První vrstva (obrázek 17) je složena ze tří svalů, které začínají na drsnatině hrbolu patní kosti a inzerují do prstů. [6] Odtahovač palce nohy (*musculus abductor hallucis*) je umístěn nejmediálněji, jeho šlacha se upíná na mediální straně báze proximálního článku palce nohy spolu s mediální šlachou krátkého ohýbače palce (*musculus flexor hallucis brevis*). Hlavním úkolem odtahovače palce nohy je držet palec ve správném osovém postavení, odtahuje palec (abdukce palce nohy) od prstů, přičemž jeho ochabnutí má za následek vbočený palec (*hallux valgus*). Další jeho dodatečnou funkcí je flexe palce v metatarsophalangeálním skloubení. Uprostřed leží krátký ohýbač prstů nohy (*musculus flexor digitorum brevis*), který se dělí na čtyři samostatné šlachy upínající se do středních článků laterálních čtyř prstů, tedy do 2., 3., 4., a 5. prstu. Jeho hlavní funkce je flexe čtyř laterálních prstů v metatarsophalangeálních a proximálních interphalangeálních kloubech. [6, 46] Odtahovač malíku nohy (*musculus abductor digiti minimi*) leží nejlaterálněji, jeho šlacha se upíná na laterální okraj báze proximálního článku malíku a podílí se taktéž na jeho správném osovém postavení. Další funkce tohoto svalu je abdukce malíku v metatarsophalangeálním skloubení a pomáhá při flexi malíku rovněž v metatarsophalangeálním skloubení. Následným ochabnutím odtahovače malíku nohy je vybočený malík (*digitus quintus varus*). [47]



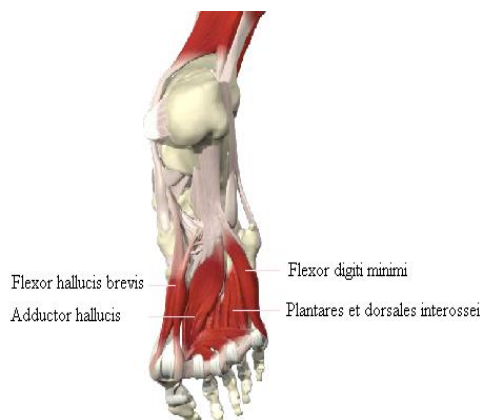
Obrázek 17 Svaly nohy v první vrstvě [37]

Druhá vrstva je zastoupena několika krátkými svaly. Čtyřhranný chodidlový sval (obrázek 18; *musculus quadratus plantae*) začíná dvěma hlavami na laterální a mediální části drsnatiny patní kosti, kde mediální hlava je větší a svalnatější, distálně se upíná do šlach dlouhého ohýbače prstů nohy (*musculus flexor digitorum longus*). [6, 43] Vzhledem ke své malé velikosti neprovádí žádnou primární funkci, ale pomáhá při flexi čtyř laterálních prstů v matatarsophalangeálních a interphalangeálních kloubech. Čtyři červovité svaly nohy (obrázek 18; *musculi lumbricales*) mají svůj počátek od šlachy dlouhého ohýbače prstů nohy a upínají se do dorzální aponeúrozy bázi proximálních článků 2. až 5. prstu. Červovité svaly nohy napomáhají flexi 2. až 5. prstu v metatarsophalangeálních kloubech a extenzi 2. až 5. prstu v proximálních interphalangeálních kloubech, další funkcí je addukce (sevržení vějíře prstů, *lumbricales* II až IV), abdukce (rozevření vějíře prstů, *lumbricales* I). Šlachy dlouhého ohýbače prstů nohy (*musculus flexor digitorum longus*) a dlouhého ohýbače palce nohy (*musculus flexor hallucis longus*) rovněž probíhají touto vrstvou a dochází k jejich vzájemnému křížení pod kostí loďkovitou. [6, 47]



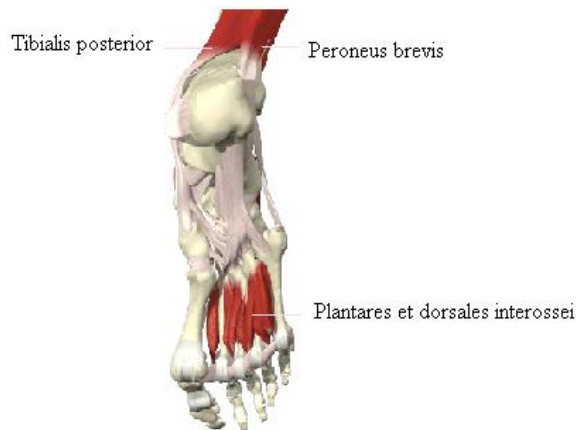
Obrázek 18 Čtyřhranný chodidlový sval (*quadratus plantae*) a červovité svaly (*musculi lumbricales*) [37]

Třetí vrstvu tvoří krátké svaly palce a malíku nohy. Krátký ohýbač palce nohy (obrázek 19; *musculus flexor hallucis brevis*) jde od kosti loďkovité a laterální kosti klínové, distálně tvoří laterální a mediální inzerční šlachy, která se upíná do báze proximálního článku palce nohy. [6, 43] Obě šlachy disponují sezamskou kůstkou, která je uložena pod hlavičkou I. metatarsu. Mediální šlacha je spojena s úponem odtahovače palce nohy (*musculus abductor hallucis*), který má svůj počátek na plantární ploše distálních kostí tarzu (*caput obliquum*) metatarsophalangeálních kloubech 3. – 5. prstu (*caput transversum*), kde společně vedou do laterálního úponu krátkého ohýbače palce nohy (*musculus flexor hallucis brevis*). Primární funkcí krátkého ohýbače palce nohy (*musculus flexor hallucis brevis*) je jeho flexe v metatarsophalangeálním kloubu. Krátký ohýbač malíku (obrázek 19; *musculus flexor digiti minimi brevis*) má svůj počátek na bázi V. metatarsu na plantárním vazů (ligamentum plantare longum) a upíná se do proximálního článku malíku nohy. Funkcí tohoto svalu je flexe malíku nohy v metatarsophalangeálním kloubu. [6, 47]



Obrázek 19 Krátký ohýbač palce nohy (*musculus flexor hallucis brevis*) a krátký ohýbač malíku nohy (*musculus flexor digiti minimi*) [37]

Čtvrtá vrstva obsahuje mezikostní trojhlavý sval plantární (obrázek 20; *musculi interossei plantares*) a mezikostní čtyřhlavý sval dorzální (obrázek 20; *musculi interossei dorsales*), které mají obdobné uspořádání jako ruce s tím rozdílem, že pohyby do abdukce jsou na noze vztaženy k II. metatarsu. [6, 43] Jejich hlavní funkcí je flexe metatarsophalangeálních kloubů, addukce 3. až 5. prstu (mezikostní plantární sval) a abdukce 2. až 4. prstu (mezikostní dorzální sval). V této vrstvě najdeme také šlachy dlouhého lýtkového svalu (*musculus peroneus longus*) a zadního holenního svalu (*tibialis posteriori*). Dlouhý lýtkový sval (*musculus peroneus longus*) se nachází na laterální straně kosti lýtkové a upíná se do báze I. metatarsu a mediální kosti klínové. [47] Primární funkcí tohoto svalu je everze nohy subtalárního kloubu a napomáhá při plantární flexi nohy. Zadní holenní sval (*tibialis posteriori*) se nachází na zadní straně proximální části kosti holenní a proximální části kosti lýtkové a upíná se na plantární straně do kostí klínových a drsnatiny kosti loďkovité. Základní funkcí zadního holenního svalu je inverze nohy v subtalárním kloubu a také asistuje při plantární flexi nohy. [6, 48]



Obrázek 20 Mezikostní plantární a dorzální svaly (*musculi interossei plantares et dorsales*) [37]

1.6 Kůže nohy

Kůže (*cutis, derma*) na nohou je stejná jako na jiných místech těla, liší se však větší tloušťkou jednotlivých vrstev kůže a rovněž rozmístěním kožních žláz. Kůže se skládá z pokožky (*epidermis*), škáry (*dermis*) a podkoží (*subcutis*). Na chodidle je tloušťka pokožky (*epidermis*) 2 – 5 mm při tloušťce škáry (*dermis*) stejné jako na ostatních místech těla. [49] Navzdory této silné kůži je chodidlo velmi citlivé, což je dáno bohatou senzitivní inervací. Stejně jako kůže na dlani tak i kůže na plantě nohy obsahuje velké množství potních žláz, které jsou inervovány cholinergními sympatickými vlákny. [4] Obecně můžeme konstatovat, že kůže plní rozmanité funkce jako například termoregulační, ochranné, sekreční, percepční, smyslové a zásobovací.

Ploska nohy zabezpečuje dokonalý kontakt chodidla s podložkou. Škára přechází v podkožní vazivo, které zajišťuje spojení kůže s vazivovým povrchem svalů a kostí. Podkoží (*subcutis*) je tedy nejhlubší vrstva, která je složena z vazivových tkání a jejím úkolem je chránit svalstvo, kosti i vnitřní orgány proti mechanickému působení vnějších faktorů, a navíc má také izolační a depotní funkci. K ochraně šlach flexorů a k přenosu zatížení slouží tuková tkáň, která je uložena pod ploskou nohy. [50]

1.6.1 Subkutánní vazivově-tuková vrstva

Stavba měkkých tkání se také podílí na rozložení tlakových sil pod ploskou nohy. Velký význam pro přenos sil má oblast pod hrbolem patní kosti, kdy na dobře vyvinutou podkožní vrstvu pravouhle nasedají silná spirálovitě uspořádaná vazivová septa, která jsou spojena se skeletem. Tato septa vytváří tlakové komory vyplněné tukovou tkání. Tato konstrukce zajišťuje pevné, ale přitom elastické pojení mezi skeletem a podložkou, kdy při zatížení se tloušťka měkkých tkání pod hrbolem patní kosti zmenší na polovinu. Měkká tkáň se uplatňuje především při tlumení nárazu během dopadu paty na začátku krokového cyklu. Podobnou stavbu mají i měkké tkáně pod hlavičkami metatarsů, kde je ovšem vrstva slabší. [4, 6]

1.7 Číslování a rozměry obuvi

V současné době je číslování obuvi zcela nepřehledné a navzájem obtížně převoditelné. Údaje o velikosti obuvi používané jednotlivými výrobci jsou natolik rozmanité, že nelze podle nich závazně vybrat velikost vhodné obuvi. Chaos s označováním velikostí obuvi, který se stále mírně zvyšuje, nemá obdoby s žádnou jinou komoditou vyráběnou ve více velikostech. Dnešní systémy číslování velikostí obuvi jsou natolik nejednotné, že je prakticky nemožné podle nich obuv vybírat – pouze na základě deklarované velikosti. [2, 51, 52] Z těchto důvodů se obecně upustilo i od měření nohou na prodejnách obuvi.

Nebezpečně se tak zvyšují počty případů nošení obuvi, která je rozměrově disproporční s individuálním tvarem nohou. Nejvíce znepokojující je to u dětí [53, 54], jimž noha roste, u diabetiků [55, 56], jejichž noha ztrácí citlivost anebo případně v průběhu dne výrazněji otéká. Další rizikovou skupinou jsou těhotné ženy [57] zejména ve třetím trimestru a obézní lidé. [58]

Počet nabízených modelů módní obuvi zejména v kategorii extravagance se v poslední době na evropských trzích výrazně zvyšuje a tento druh obuvi je výrazně užší, nebo není nabízen v širších obvodových skupinách. [59, 60] Obecně se dá konstatovat, že v nabídce obuvi ubývají modely širší a pohodlnější. Na základě uvedených skutečností je nutné předpokládat, že při zvyšující se rozměrové disproporci jsou nohy dnešních zákazníků výrazně deformovány.

1.7.1 Velikostní číslo obuvi

Velikost obuvi je zpravidla vyjadřována číslem velikosti (V_{ϵ}), které je odvozené z přímé délky chodidla (PDCH), přičemž za přímou délku chodidla se považuje vzdálenost mezi nejzazším bodem oblouku paty a koncem nejdelšího prstu. Existuje pět systémů číslování: Mondopoint, metrický, francouzský, anglický a americký.

V soustavě Mondopoint odpovídá číslo velikosti přímé délce chodidla v milimetrech bez prstního nadměrku. Tento systém jako jediný vychází z délky nohy a je stupňován po 5 mm.

Metrické soustavě, odpovídá číslo velikosti základní délce stélky kopyta v centimetrech (k naměřené délce nohy v centimetrech se připočítá 1 cm, tzv. prstní nadměrek). V tomto případě se vychází z rozdílu jednoho centimetru mezi celými čísly a půl centimetru mezi půlčísly.

Francouzská soustava a příslušné číslo velikosti je vyjadřováno v tzv. „francouzských stezích“, kde velikostní číslo udává délku stélky. Číslování začíná na 0 a následující číslo 1 odpovídá cca 6,66 mm. V současné době je obecným trendem zjednodušený francouzský systém EURO, který nedisponuje půlčísly.

Anglická soustava je založena na základních jednotkách „foot“ (stopa) a „inch“ (palec), kde rozdíl mezi celými čísly je jedna třetina palce (tj. 8,4 mm) a rozdíl mezi půlčísly je jedna šestina (cca 4,2 mm). Nulový bod má svůj počátek na čtvrtém palci (tj. 10,16 cm). Dětské velikosti začínají od čísla 1 a končí číslem 13. Číslování pro dospělé začíná od délky osm a dvě třetiny palce (tj. 22,01 cm) a číselná řada je definována také od čísla 1 do čísla 13. Velikostní číslo odpovídá délce stélky obuvi.

Americká soustava je postavena na podobném základě jako anglická soustava číslování obuvi. Od anglického systému se liší se tím, že má rozdílný počátek, který začíná u $3^{11/12}$ palců (tj. 9,94 cm) nikoliv u čtvrtého palce (tj. 10,16 cm), jak je tomu u anglické soustavy. [60, 61, 62]

1.7.2 Obvodová skupina nohou

Obvodová skupina je definována pro každou délkovou velikost nohy z hodnot šířky resp. obvodu nohy v místě metatarsophalangeálního skloubení, rozdíl mezi jednotlivými obvodovými skupinami u stejného velikostního čísla je 6 mm. Šířka bývá většinou označena uvnitř boty buď písmenem, nebo číselným znakem podle druhu šířkového systému.

Existuje celá řada systémů pro označení šířky obuvi např. Anglický systém (A, B, C – K), Americký systém (AAAA, AAA, AA, A, B ...), Metrický systém (A(01), B(02), C(03)) a Francouzský systém (1, 2, 3 – 10). Tabulka 1 ukazuje označování obvodových skupin nohy velkými písmeny (Anglický systém), kterým odpovídají obvodová čísla. Čím vyšší je písmeno abecedy, tím širší je obuv. [60]

Tabulka 1 Označování obvodových skupin (Anglický systém) [60]

Obvodové číslo (i)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Obvodová skupina	A	B	C	D	E	F	G	H	I	K

Obvodové číslo lze jednoduše vypočítat z obvodu prstních kloubů (*OPK*) podle příslušného vzorce (2), kde *i* je obvodové číslo [1], *OPK* je obvod prstních kloubů [mm] a *V_č* je velikostní číslo metrické [cm]. [60] Obvodová skupina se poté dohledá podle obvodového čísla v tabulce 1.

$$i = \frac{OPK}{7} - V_{\check{c}} \quad [1] \quad (2) \quad [60]$$

1.8 Analýzy rozměrů nošené obuvi

V současné době je nabídka na trhu s obuví poměrně vysoká a je velmi důležité umět si správně vybrat vhodnou obuv tak, aby respektovala naše potřeby a také proporce nohy. HLAVÁČEK [2] ve své studii upozornil na snižující se kvalifikace a odbornost pracovníků v sektoru obchodu s obuví. Šířka nohy se s věkem významně mění, což nerespektují současné nabízené kolekce obuvi, které jsou v průměru o jednu šířku užší, než je spektrum šířek nohou populace v produktivním věku a až o dvě šířky užší pro skupinu důchodců. Přepočty četností šířek nohou v České republice poukazují na závažné posunutí potřeby do skupin širší obuvi, která se v současné době na trhu téměř nevyskytuje. Nevhodná obuv může mít za následek řadu komplikací, které mohou vést od pocitového diskomfortu až po závažné deformity vedoucí v kombinaci s jinými nemocemi (např. diabetes) k amputaci nohou. [63, 64] Toto tvrzení potvrdil ve své studii MANN [65], který také hodnotil tyto komplikace (např. diskomfort, bolest a puchýře) způsobené nevhodnou obuví. Vyšší výskyt těchto komplikací byl zaznamenán na pravé noze než na levé noze, zároveň nebyla nalezena signifikantní korelace mezi komplikacemi nohou a typem nošené obuvi. Výsledky rovněž ukázaly, že nebyl zjištěn žádný významný rozdíl mezi rozměry levé a pravé nohy. Nicméně signifikantní rozdíl mezi rozměry nohou byl zaznamenán u mužů a žen. Upozornil také na to, že nošením nesprávné velikosti obuvi dochází k biomechanické nerovnováze, problémům nohou a bolestem.

Další studie s podobnou problematikou byla publikována DE CASTRO ET AL. [66], kde byly porovnávány rozměry obuvi s rozměry nohou diabetiků ve věkovém rozmezí 60 až 90 let. Bylo zjištěno, že až 48,5 % mužů a 69,2 % žen nosilo délkově disproporční větší obuv. Tato skutečnost byla vysvětlena tím, že rozměrově větší obuv poskytuje probandům větší vnitřní prostor pro nohy především jako je šířka a obvod nohy.

McINNES ET AL. [67] se zabírali problematikou rozměrově disproporční obuvi u pacientů bez (118) a s diabetickou neuropatií (85). Nebyl zjištěn žádný signifikantní rozdíl mezi délkou obuvi a délkou nohy ani v jedné z obou skupin pacientů. Ovšem byl nalezen významný rozdíl v počtu případů nošení disproporční obuvi mezi oběma skupinami (66 % u kontrolní skupiny bez diabetické neuropatie a 88 % u skupiny s diabetickou neuropatií). Obuv byla buď velmi krátká anebo příliš dlouhá. Dále zde byla zdůrazněna potřeba standardizovat přístupy pro posuzování tolerance mezi vnitřní délkou obuvi a délkou nohy.

1.9 Pravorukost, levorukost, odrazová noha

V roce 1981, americký neurobiolog Roger Wolcott Sperry (1913-1994) (společně s David Hunter Hubel a Torsten Nils Wiesel) získal Nobelovu cenu za lékařství a fyziologii za objevy v oblasti funkční specializace mozkových hemisfér. Ve svých studiích prokázal, že levá polovina mozku je dominantní při řešení analytických a verbálních úkolů, zatímco pravá polovina mozku dominuje při řešení prostorových úloh, při činnostech spojených s hudbou a dalšími aktivitami. [68] GABBARD ET AL. [69], v devadesátých létech také publikovali názor, že dominance končetin souvisí s odlišnou funkcí obou hemisfér lidského mozku.

Obecně lze konstatovat, že praváci mají ve většině případů větší pravý čelní lalok než levý čelní lalok, zatímco levý spánkový a týlní lalok mají větší než pravý. I leváci mají obvykle pravý čelní lalok větší než levý, ovšem také se vyskytuje vyšší podíl leváků se stejně velkými čelními laloky nebo s větším levým čelním lalokem než pravým. Byla nalezena celá řada podobných stranových anatomických rozdílů, které mají vztah jednak k rozdílu pohlaví, tak i k praváctví a leváctví, a kromě toho mají také vztah k mozkové reprezentaci řeči a jazyka. Z toho tedy vyplývá, že stranová nesouměrnost lidského mozku má funkční význam a nejedná se o prostou dichotomii nebo zrcadlové obrazy, např. praváci versus leváci, muži versus ženy, ale jedná se o jev podstatně složitější. [70]

Tato tvrzení potvrdil také CHRISTMAN [71], který rovněž poukázal na vyšší výskyt praváků než leváků, přičemž pravorukost reflektuje levou mozkovou hemisféru, která ovládá jazyk a levorukost není zrcadlovým odrazem pravorukosti, ale ukazuje spíše na variabilní asymetrii mozku. Moderní výzkumy doporučují rozdělení populace na strong-versus mixed-handers, než klasické rozdělování populace na praváky a leváky.

LAVRYSEN ET AL. [72], zkoumali asymetrii cílených pohybů rukou u praváků a leváků, kde byly zjištěny rozdíly mezi praváky a leváky v kinematických a nervových substrátech. Došli k závěru, že mozková asymetrie je následkem funkční specializace visuálně-motorického zpracování a hemisférická specializace není závislá na dominantní ruce.

PUD ET AL. [73], studovali dominantnost ruky a její vliv na vnímání bolesti, kde nebyl zjištěn signifikantní rozdíl prahu bolesti nebo intenzity mezi pravou a levou rukou a ani mezi praváky a leváky. Nicméně, mezi praváky byla tolerance na studenou bolest signifikantně delší u pravé ruky než u levé ruky. Další signifikantní rozdíl byl nalezen mezi probandy a probandkami v prahu bolesti, ovšem ne v intenzitě bolesti nebo tolerance.

Analýzou vnímání bolesti ve srovnání ruky a pohlaví bylo zjištěno, že praváci byli méně citliví na bolest u pravé ruky než u levé ruky, kde byla stanovena nižší intenzita bolesti ($p = 0,031$) a delší tolerance ($p = 0,047$). Žádný signifikantní rozdíl nebyl nalezen mezi leváky a mezi probandkami.

BARUT ET AL. [74], publikovali výsledek, že pravorucí muži preferovali pravou nohu ze 75,5 %, levou nohu preferovali v 7,1 % a 17,4 % preferovali obě nohy. Levorucí muži preferovali pravou nohu ve 32,3 %, levou nohu preferovali v 56,9 % a 10,8 % preferovalo obě nohy. Pravoruké ženy upřednostňovaly pravou nohu v 89,9 %, levou nohu 1,2 % a obě nohy 8,9 %. Levoruké ženy upřednostňovaly pravou nohu v 8,8 %, 79,4 % upřednostňovaly levou nohu a 11,8 % upřednostňovaly obě nohy. Opět zde bylo potvrzeno to, že převažují praváci nad leváky. Praváctví či leváctví může být také ovlivněno etnickými a kulturními rozdíly mezi různými komunitami.

SUNTNOORE ET AL. [75], studovali u 100 studentek vztah mezi délkou nohy a jejich tělesnou výškou a dále porovnávali odhad tělesné výšky z pravé délky nohy a odhad tělesné výšky z levé délky nohy. Nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi délkou pravé a levé nohy ve skupině studentek. Neexistuje žádný signifikantní rozdíl v odhadování tělesné výšky z pravé a levé délky nohy.

PETERS [76], zdůraznil odlišnou roli dolních končetin. Autor zavedl termín „preferred foot“ („preferovaná noha“), která iniciuje aktivity a „non-preferred foot“ („nepreferovaná noha“), která poskytuje posturální a stabilizační podporu.

CHIBBER A SINGH [77] publikovali názor, že svalová tkáň levé dolní končetiny je signifikantně těžší než svalová tkáň pravé dolní končetiny. Některé starší studie rovněž naznačují, že levá noha má tendenci být delší a těžší. [76, 78, 79]

SADEGHI ET AL. [80], poukázali na nekonzistentní výsledky týkající se existence míry symetrické chůze u zdravé populace. RISKOWSKI ET AL. [81], studovali symetrii chůze u starší populace, přičemž naznačili, že s vyšší rychlostí chůze dochází k vyššímu stupni asymetrie chůze u testované skupiny lidí.

1.10 Fyzikálně mechanické vlastnosti obuvnických svrškových materiálů

Fyzikálně mechanické vlastnosti obuvnických svrškových materiálů jsou poměrně obsáhlým tématem a proto je tato kapitola věnována pouze nejpoužívanějšímu obuvnickému svrškovému materiálu – usní. Další dvě podkapitoly (1.10.1 a 1.10.2) jsou věnovány vysvětlení základních pojmů, přičemž experimentální část je zaměřena pouze na tažnost nebo-li protažení vzorků usní. Můžeme konstatovat, že pro obuvnické účely je stále nejpoužívanější usní hovězina, následuje teletina a popřípadě na luxusnější obuv kozina nebo skopovice.

Kůže je jednou z nejstarších hmot, která je zpracovávána člověkem. Surovinou k výrobě usní jsou kůže různých druhů zvířat, především savců. Usně vyrábí koželužský průmysl. Surová kůže je součástí těla živočicha a má určitou fyziologickou funkci, pro kterou je uzpůsobena. Kůže živočichů je složena ze tří vrstev a sice z pokožky, škály a podkožního vaziva. Z hlediska látkového složení a strukturální stavby není homogenní, jelikož je živočišného původu. Obsahuje podpurnou tkáň skládající se z kolagenních vláken, mezi kterými procházejí cévy, žlázy, nervová vlákna, hladké svalstvo a jiné méně významné orgány. Kromě podpurné tkáně jsou uvedené části pro koželužské zpracování bezcenné, mají však jistý vliv na způsob zpracování kůže na useň a na její jakost. Dále se kůže živočichů skládá z vody, bílkovin a tukovitých a minerálních látek, které označujeme jako chemické složení kůže. [82]

Hlavní fyzikální vlastnosti vyplývají z pevnosti kožních vláken včetně jejich chemického složení a také z třírozměrného propletení těchto vláken. Kůže je spleť navzájem propletených vláken, přičemž spleť těchto vláken je různosměrná. Tedy při napínání usně jedním směrem nejsou vystavena pevnosti v tahu všechna vlákna, ale pouze část vláken ve směru napínání. [83] Mezi faktory, které nám ovlivňují fyzikální vlastnosti usní řadíme plochu usní, stejnorodost usní a pevnost v tahu a protažení. Pevnost v tahu, popřípadě protažení je dále ovlivněno působením různých vlivů, např. závislostí na šířce zkušebního vzorku a na rychlosti posuvu čelisti, závislostí na obsahu vody usně, na druhu a intenzitě činění usní, na mazání, válení, štípání usní, dále na vlivu suché a vlhké teploty a na vlivu mrazu.

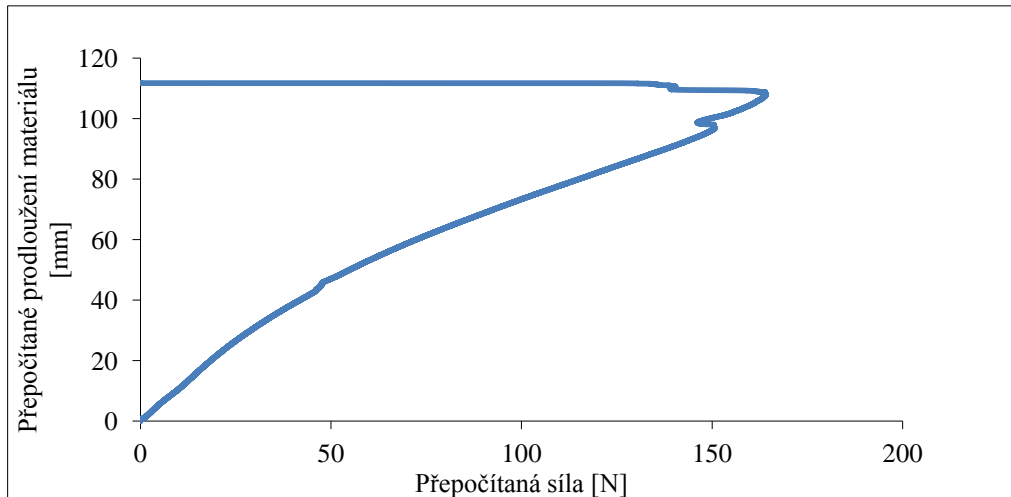
1.10.1 Pevnost v tahu a protažení

Nejdůležitější vlastností usně je velká pevnost v tahu, díky které se stala vyhledávaným materiálem k výrobě většiny technických předmětů. [82] Účinkem vnějších sil mění useň svůj tvar a deformuje se. [83]

Protažením se rozumí rozdíl délkové deformace usně $l - l_0$ při daném zatížení, kde l_0 je původní délka pásu usně, který je namáhán v tahu a l je délka, o kterou se daný pás usně protáhne. V okamžiku, kdy přestane síla způsobující délkovou deformaci působit, pás usně se opět zkrátí, ale ne již na původní délku l_0 , ale na délku l_1 , která je o něco větší, než původní délka. To znamená, že část délkové deformace si tedy usňový pás trvale podrží a proto je nazývána jako trvalá deformace a její velikost je tedy dána rozdílem $l_1 - l_0$. Velikost deformace dočasné také zvané pružné je dána rozdílem délek odpovídajících deformaci celkové a trvalé, tedy $l - l_1$. [83]

Pokud je useň vystavena napínání, tak se protahuje a velikost protažení vzrůstá úměrně se zatížením. Kritická hodnota nebo-li mez pevnosti v tahu je síla, kdy dojde k přetržení zkoušené usně.

Obrázek 21 ukazuje průběh křivky závislosti přepočítané trhací síly na přepočítaném prodloužení materiálu usně, přičemž tato závislost je nelineární, přibližně parabolická. Dále z uvedeného obrázku vyplývá, že na počátku napínání je zapotřebí relativně menší síly ve srovnání se vzniklou deformací, než v dalším průběhu napínání. Mírný počáteční oblouk křivky odpovídá délkové deformaci usně, která je provedena na vrub její vláknité struktury a další strmá část křivky odpovídá pružnému protažení usňových vláken. Faktem je tvrzení, že schopnost protažení usně závisí jen z 15% na elasticitě vlákna a z 85% na možnosti deformace její vláknité struktury. [82] Toto tvrzení je dokládáno skutečností, že usně mající velký mezivláknitý prostor jsou tažnější, než usně s malým mezivláknitým prostorem (např. useň tříslená ve srovnání s usní chromitou). [83]



Obrázek 21 Grafický záznam o působení přepočítané trhací síly zkušebního tělíska materiálu usně na přepočítaném prodloužení

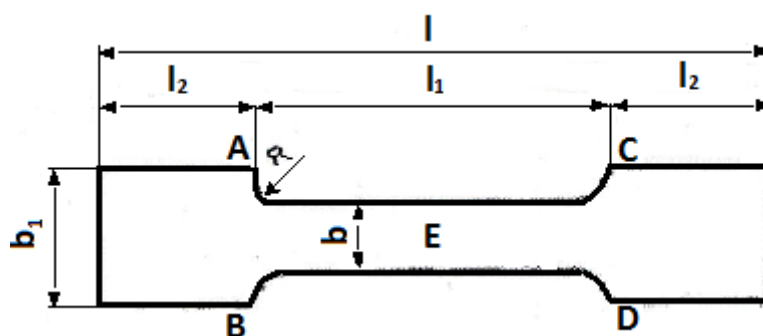
Vztah mezi silou a protažením lze vyjádřit podle rovnice (3), kde P je pevnost v tahu v MPa, l je protažení v %, a je konstanta v MPa a n je exponent. Hodnota a udává, jaké síly v MPa je zapotřebí k tomu, aby se protáhla o 1 %. [83]

$$P = a \times l^n \text{ [MPa]} \quad (3) \text{ [83]}$$

Všeobecně však nelze použít konstant a a n k výpočtu síly odpovídající žádanému protažení, protože tyto konstanty závisí nejen na způsobu činění, ale rovněž i na způsobu úpravy a na místě usně, z něhož byly zkušební vzorky odebrány. [83]

1.10.2 Stanovení pevnosti v tahu, protažení, relativního protažení a prodloužení

Vlastnosti obuvnických materiálů obecně předepisuje v České republice především norma ČSN 79 5600. [84] Jak již bylo zmíněno v kapitole 1.10, tak pevnost v tahu a protažení řadíme k základním fyzikálním vlastnostem usně. Stanoví se najednou jedinou zkouškou na trhacím stroji typu Shopper podle normy ČSN EN ISO 3376, kde podstatou zkoušky je namáhání zkušební tělíska z usně statickým tahem až do jejího přetržení. [85] Na obrázku 22 je zobrazeno zkušební tělísko určené k stanovení pevnosti v tahu a v tabulce 2 jsou uvedeny rozměry zkušebních tělísek ke stanovení pevnosti v tahu.



Obrázek 22 Zkušební tělísko k stanovení pevnosti v tahu [85]

Tabulka 2 Rozměry zkušebních tělísek ke stanovení pevnosti v tahu [85]

Označení	l	l ₁	l ₂	b	b ₁	R
Standardní [mm]	110	50	30	10	20	5
Pro těžké usně [mm]	190	100	45	20	40	10

Při této zkoušce se zároveň zjišťuje maximální protažení usně, při kterém došlo k přetržení zkušební tělíska z usně. Pevnost v tahu (σ_{PT}) v jednotkách MPa odpovídá největšímu zatížení, které snese zkušební tělísko, a vypočítá se podle vzorce (4), kde F je největší zatížení zjištěné při přetržení v N a S je plocha počátečního průřezu zkušební tělíska vyjádřeného v mm². [85]

$$\sigma_{PT} = \frac{F}{S} [MPa] \quad (4) [85]$$

Tento způsob vyjádření udává relativní pevnost v tahu, která je závislá na průřezu usně. Useň je materiál, který se deformuje stlačením, u něhož dochází válením ke zmenšení tloušťky a tím pádem i k ploše průřezu zkušebního tělíska. V tomto případě pevnost v tahu roste, ovšem tento vzrůst nelze přičítat na úkor lepší jakosti usně, protože absolutní pevnost usně zůstala nezměněna. Proto je velmi důležité k této skutečnosti přihlížet při posuzování vlastností usní vzájemným srovnáváním. [83]

Při zkoušce pevnosti v tahu se také zároveň stanoví tažnost, popřípadě i relativní tažnost, prodloužení a pevnost lícové vrstvy.

Tažnost nebo-li také protažení udává přírůstek délky zkušebního vzorku z usně při zkoušce pevnosti v tahu. Tažnost (ε_l) v % se a vypočítá se podle vzorce (5). Kde, l_1 je délka zkušebního tělíska z usně odečtená na stupnici protažení v okamžiku přetržení v mm a l_0 je původní trhací délka naměřená ze zkušebního tělíska z usně před zkouškou v mm.

$$\varepsilon_1 = \frac{l_1 - l_0}{l_0} \times 100 [\%] \quad (5) [85]$$

Relativní tažnost je definována jako přírůstek délky zkušebního tělíska z usně v okamžiku, kdy zatížení dosáhlo hodnoty 1 MPa při zkoušce pevnosti v tahu. Také se vyjadřuje v procentech původní délky a vypočítá se podobně jako tažnost. Prodloužení (trvalé protažení) je přírůstek délky původního zkušebního tělíska z usně, který se měří 30 minut po zatížení 1 MPa. Pomocí této zkoušky se zjišťuje trvalá deformace usňového materiálu a je opět vyjádřena v procentech původní délky. Pružnou deformaci lze právě vypočítat z těchto dvou veličin, tedy z rozdílu mezi relativní tažností a protažením. Relativní tažnost a prodloužení mají své využití především při výrobě technických předmětů, které jsou trvale namáhány jedním směrem (např. hnací řemeny). [83]

2 STANOVENÍ PRACOVNÍCH CÍLŮ

Charakteristické pro dnešní populaci je mimo jiné upřednostňování módních tvarů obuvi, které často vyvolávají vysoké lokální tlaky a patrně i významně omezují základní funkce nohou. Tvar přední části obuvi mění přirozené postavení prstů, které se dostávají do stísněných poloh, omezují jejich pohyblivost a zhoršují tlakový komfort. Z tohoto pohledu se stává tvar obuvi příčinnou výrazných deformací nohou. Navíc nebyly doposud dostatečně studovány a popsány deformační vlastnosti nohou.

Na základě zmíněných skutečností byl Ústavem fyziky a materiálového inženýrství na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně vyvinut přístroj na měření deformovatelnosti chodidla, který by simuloval obutí do úzké obuvi.

Cílem experimentu bylo vytvořit metodiku pro měření na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla. Touto problematikou se již okrajově zabývaly FOLTÝNOVÁ [24] a SCHINDLEROVÁ [86] ve svých diplomových pracích, ovšem metodika jako taková nebyla dostatečně vysvětlena, stejně jako nebyly dostatečně prozkoumány a popsány deformační vlastnosti nohou probandů a probandek. Dalším cílem bylo zjistit, zda existuje korelace mezi charakteristikami nohy a její deformovatelností. Charakteristikami nohy se rozumí index plochonoží podle Chippaux-Šmiřáka, index plochonoží podle Clarkova úhlu, přímá délka chodidla, obvod prstních kloubů, index obvodu prstních kloubů a přímé délky chodidla.

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

3.1 Základní charakteristika a popis místa měření

Měření probíhalo od října 2009 do konce května 2011 ve Zlíně na Univerzitě Tomáše Bati a na Střední průmyslové škole polytechnické. Jediným kritériem pro výběr těchto školních zařízení byla dostupnost organizačního zázemí.

3.2 Probandi

Pro tento experiment bylo vybráno celkem 70 probandů a 70 probandek ve věku 18 až 25 let. Současně bylo při výběru dbáno na to, aby byli do souboru zahrnuti pouze zdraví jedinci. Měření se vždy provádělo zvlášť nejdříve pro pravou a pak levou nohu probanda. Veškeré údaje o jednotlivých probandech byly zaznamenány do tištěných formulářů (Příloha PI). Tabulka 3a, 3b popisují charakteristiku měřených probandů.

Tabulka 23 Charakteristika měřených probandů

	Probandi	Probandky
Průměrný věk [roky]	20	21
Směrodatná odchylka věku [roky]	2	2
Průměrná hmotnost [kg]	77	61
Směrodatná odchylka hmotnosti [kg]	12	9
Průměrná tělesná výška [m]	1,80	1,70
Směrodatná odchylka tělesné výšky [m]	0,06	0,07
Průměrný Body Mass Index [kg/m^2]	24	22
Směrodatná odchylka Body Mass Indexu [kg/m^2]	3	3

Tabulka 24 Charakteristika měřených probandů

	Probandi	Probandky
Průměrná přímá délka chodidla pravé nohy [mm]	269	243
Směrodatná odchylka přímé délky chodidla pravé nohy [mm]	13	11
Průměrná přímá délka chodidla levé nohy [mm]	270	242
Směrodatná odchylka přímé délky chodidla levé nohy [mm]	13	12
Průměrný obvod prstních kloubů nezatížené pravé nohy [mm]	244	218
Směrodatná odchylka obvodu prstních kloubů nezatížené pravé nohy [mm]	15	10
Průměrný obvod prstních kloubů nezatížené levé nohy [mm]	244	219
Směrodatná odchylka obvodu prstních kloubů nezatížené levé nohy [mm]	15	10
Průměrný obvod prstních kloubů zatížené pravé nohy [mm]	260	232
Směrodatná odchylka obvodu prstních kloubů zatížené pravé nohy [mm]	15	11
Průměrný obvod prstních kloubů zatížené levé nohy [mm]	260	232
Směrodatná odchylka obvodu prstních kloubů zatížené levé nohy [mm]	15	11

3.2.1 Základní údaje

Mezi základní údaje, které byly zjištěny dotazem, řadíme: pohlaví, datum narození a zda se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku. Měřicím zařízením byly monitorovány hodnoty přímé délky chodidla, obvodu prstních kloubů, tělesné hmotnosti, tělesné výšky a indexu tělesné hmotnosti (Body Mass Indexu). Tyto údaje byly zaznamenány do předem vytvořeného formuláře (Příloha PI). Závislost deformace obvodu nohou probandů na aplikované síle byly měřeny na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla.

3.2.2 Přímá délka chodidla

Přímá délka chodidla (PDCH) byla zjištěna pomocí speciálního zařízení na měření nohou (obrázek 23). Naměřené hodnoty jsou uvedeny v milimetrech.



Obrázek 25 Měřidlo pro přímou délku chodidla

3.2.3 Obvod prstních kloubů

Obvod prstních kloubů (OPK) byl měřen pomocí obuvnického plátěného měřidla v místě metatarsophalangeálního skloubení (v místě palcového a malíkového kloubu) při odlehčení (v sedu) a zatížení (ve stoje). Obvod prstních kloubů byl měřen celkem tři krát a z těchto tří hodnot byl vypočítán aritmetický průměr. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v milimetrech.

3.2.4 Tělesná hmotnost

Tělesná hmotnost byla zaznamenána na váze Omron BF500. Pomocí této váhy byl zjištěn i index tělesné hmotnosti neboli Body Mass Index (BMI). Před samotným měřením tělesné váhy bylo nutné zadat do digitálního displeje váhy některé základní údaje (pohlaví, věk a tělesná výška) potřebné pro měření. Tělesná hmotnost byla zvážena tak, že proband se postavil na váhu a uchopil do rukou displej, který je pružinou propojen s váhou. Bylo dbáno na to, aby každý proband držel displej pod úhlem 90° mezi paží a zády. Proband

musel stát rovnoměrně s narovnanými koleny. Na váze byly odečteny údaje o tělesné hmotnosti a indexu tělesné hmotnosti (Body Mass Index).

3.2.5 Tělesná výška

Celková výška těla v poloze ve stoje je vzdáleností bodu vertexu od podložky (chodidla nohou). Vertex je nejvyšší bod temene hlavy. Tělesná výška byla změřena pomocí antropometru. Proband stál bos, v postavení s nohama u sebe, s extendovanými dolními končetinami. Hýždě a lopatky se lehce dotýkají kovové cejchované tyče, horní končetiny zcela volně visí podél vzpřímeného trupu. Hlava probanda byla orientována v tzv. frankfurtské horizontále, která je určena spojnicí dolního okraje očníce a zevního zvukovodu. Pohyblivou součástí měřidla se vyšetřující zlehka dotkne vertexu a odečte tělesnou výšku s přesností na jeden milimetr. [3]

3.2.6 Body Mass Index (BMI)

Na váze bylo možné odečítat i index tělesné hmotnosti neboli Body Mass Index (*BMI*). Pro přesnější určení Body Mass Indexu bylo použito výpočtu, který je dán vztahem (6). V tabulce 4 jsou uvedeny kategorie Body Mass Indexu, které charakterizují měřítko obezity.

$$BMI = \frac{\text{hmotnost}}{\text{výška}^2} \text{ [kg/m}^2\text{]} \quad (6) [33]$$

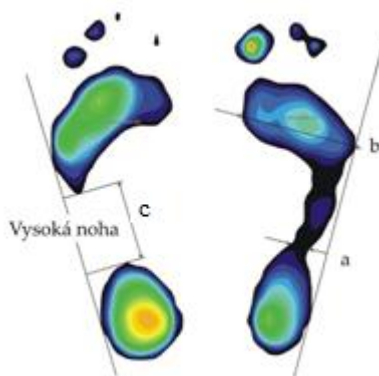
Tabulka 26 Kategorie Body Mass Indexu (*BMI*) [33]

BMI [kg/m ²]	Kategorie
Méně než 18,5	Podvýživa
18,5 - 25	Ideální hmotnost
25 - 30	Nadváha
30 - 35	Mírná obezita
35 - 40	Střední obezita
Větší než 40	Morbidní obezita

3.2.7 Otisk a obrys chodidla

Otisk a obrys chodidla se získává pomocí plantografu. U každého probanda a probandky byl proveden otisk a obrys nohy tzv. plantogram. V této práci byly použity dvě metody vyhodnocení plantogramu – metoda Chippaux-Šmiřák a metoda pomocí Clarkova úhlu.

Metoda Chippaux-Šmiřák (obrázek 24) je založena na poměru vzdálenosti nejmenší a největší šířky otisku, která je měřena k vnější tečně plantogramu. Metoda Chippaux-Šmiřák je podrobněji vysvětlena v kapitole 1.3.2 Metody vyhodnocování nožní klenby pomocí plantogramu. Z indexu nohy lze určit, zda se jedná o nohu normální nebo plochou. Vyhodnocení vysoké nohy je dáno hodnotou vzdáleností „c“ v centimetrech mezi otiskem přední a zadní části chodidla. Klasifikace nohy podle indexu plochonoží je zobrazena v tabulce 5. [33]

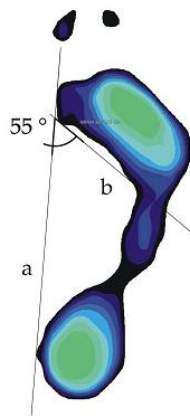


Obrázek 27 Hodnocení dle Chippaux-Šmiřák [33]

Tabulka 5 Klasifikace nohy dle indexu plochonoží [33]

Noha	I [%]	Stupeň	Charakteristika
NORMÁLNÍ	0,1 – 25,0	první	normální noha s vyšší klenbou
	25,1 – 40,0	druhý	normálně klenutá noha
	40,1 – 45,0	třetí	normální noha s nižší klenbou
PLOCHÁ	45,1 – 50,0	první	mírně plochá noha
	50,1 – 60,0	druhý	středně plochá noha
	60,1 – 100,0	třetí	silně plochá noha
Noha	c [cm]	Stupeň	Charakteristika
VYSOKÁ	0,1 – 1,5	první	mírně vysoká noha
	1,6 – 3,0	druhý	středně vysoká noha
	3,1 a výše	třetí	velmi vysoká noha

Clarkův úhel (tabulka 6) je definován jako úhel, který svírá vnitřní tečna otisku nohy s předním obloukem klenby (obrázek 25).



Obrázek 28 Hodnocení dle Clarkova úhlu [34]

Tabulka 29 Klasifikace nohy pomocí Clarkova úhlu [33]

Noha	Stupeň
PLOCHÁ	méně než 44°
NORMÁLNÍ	44°-55°
VYSOKÁ	více než 56°

3.2.8 Test odrazové nohy

Testem odrazové nohy probandů bylo zjišťováno, která noha je dominantní. Test spočívá v tom, že proband má zavřené oči a otočí se k výzkumníkovi zády a výzkumník do něj lehce strčí. Noha, kterou vykročí proband vpřed, je dominantní. [87]

3.3 Přístroje a zařízení

Měření bylo zajištěno přístroji a zařízením k němu určených. Ke zjištění tělesné hmotnosti a indexu hmotnosti (Body Mass Indexu) bylo použito váhy Omron BF500. Ke zjištění tělesné výšky bylo použito antropometru. Charakteristika nohy byla získána především ze zařízení zvaného plantograf a deformační vlastnosti nohy byly měřeny na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla. Zkouška tažnosti (protážení) byla provedena na trhacím stroji Ultra High Precision Universal Testing Machines AG -X SHIMADZU.

3.3.1 Váha Omron BF500

Váha Omron BF500 (obrázek 26) je určena pro měření tělesné hmotnosti, tělesného tuku, viscerálního tuku a svaloviny. Toto zařízení pracuje na principu bio-impedanční metody, kdy tělem probanda prochází slabý elektrický proud. [24]



Obrázek 30 Váha Omron BF 500 [24]

3.3.2 Antropometr

Pro měření tělesné výšky bylo použito antropometru (přenosná cejchovaná tyč) s kolmou, pohyblivou součástí měřidla. Antropometr (obrázek 27) byl pro účely měření zapůjčen Střední průmyslovou školou polytechnickou.



Obrázek 31 Antropometr [37]

3.3.3 Plantograf

Otisk a obrys chodidla se získává pomocí plantografu (obrázek 28). U každého probanda a probandky byl proveden otisk a obrys nohy tzv. plantogram. Plantograf je složen z tenké pryžové membrány, která je napnutá v plastovém rámu, dále z podložky napuštěné razítkovací barvou a z kovového hrotu o průměru 3 mm. [33]

Plantogram byl zhotoven tak, že do plastového rámu se vložil papír a na něj byla přiložena pryžová membrána natřenou stranou dolů. Otisk byl udělán tak, že proband našlápnul na membránu tak, aby byly zatížené obě nohy rovnoměrně. K vytvoření obrysu byl použit kovový hrot, kterým bylo obkresleno chodidlo tak, aby hrot svíral s podložkou úhel 90°.



Obrázek 32 Plantograf [33]

3.3.4 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla

Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla je unikátním přístrojem, který byl v roce 2012 zapsán Úřadem průmyslového vlastnictví jako užitný vzor a patent. Pomocí tohoto přístroje (obrázek 29) je zjišťována hodnota deformace obvodu nohou v místě metatarsophalangeálního skloubení v závislosti na síle, kterou je utahována páska. U každého probanda byla měřena zvlášť pravá a levá noha, protože přístroj umožňuje provádět pouze jedno měření pro každou nohu. Současně bylo při měření dbáno na to, aby byla vždy měřena nejdříve pravá noha a poté levá noha.

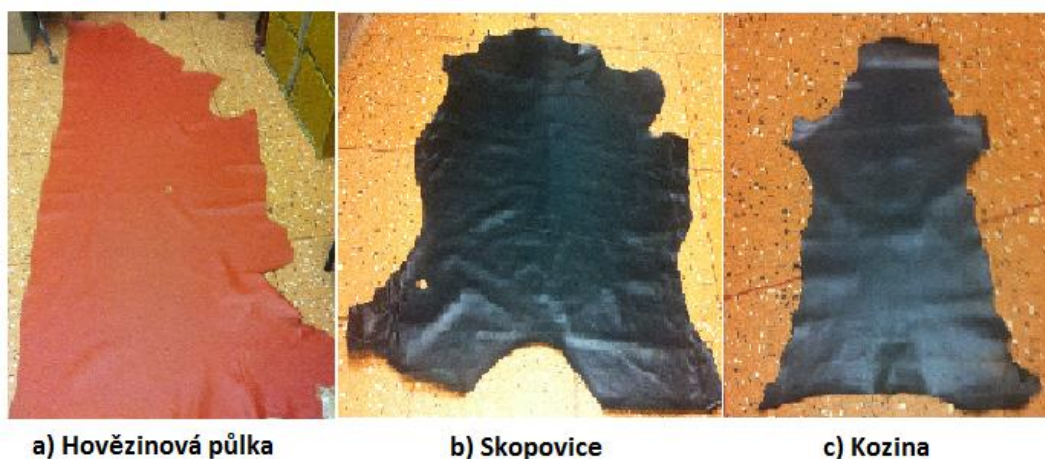
Na tomto zařízení stojí proband rovnoměrně a mírně rozkročen na horní plošinu konstrukce přístroje a kolem jedné nohy má omotanou pásku v místě metatarsophalangeálního skloubení s metrickou stupnicí. Tato páska je vedena přes soustavu kladek k mechanismu pro délkovou korekci obvodu nohy. Snímač síly (siloměr) je navázán na tento mechanismus a je umístěn na kolejnici a kovový váleček na hřídeli pro navíjení napínacího lana. Síla je na nohu přenášena prostřednictvím páky. Výsledkem měření je závislost deformace obvodu nohy na aplikované síle. [90]



Obrázek 33 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [60]

3.3.5 Trhací stroji Ultra High Precision Universal Testing Machines AG-X SHIMADZU pro měření tažnosti (protažení) testovaných usní

Pojem tažnost nebo-li protažení je již podrobněji vysvětleno a znázorněno v kapitole 1.10.2. Pro tento experiment byly vybrány tři druhy svrškových usní – hovězinová půlka, skopovice a kozina (obrázek 30), všechny činěné chromem. Z každé usně byla podle normy ČSN EN ISO 2418 [88] vyseknuta tři zkušební tělíska o standardních rozměrech paralelně k hřbetní čáře z kruponu usně a tři zkušební tělíska kolmo k hřbetní čáře z kruponu usně, přičemž bylo dbáno na to, aby byly vzorky odebrány ve vzdálenosti 50 mm od hřbetní čáry a 150 mm od ocasu. Zkušební tělíska byla kondicionována v řízené atmosféře při teplotě $23 \pm 2^\circ\text{C}$ a relativní vlhkosti $50 \pm 5\%$ podle normy ČSN EN ISO 2419 [89].



Obrázek 34 Ukázka testovaných druhů usní

Zkouška tažnosti byla provedena na trhacím stroji Ultra High Precision Universal Testing Machines AG-X SHIMADZU (obrázek 31), přičemž rychlost posuvu čelistí byla nastavena na 10 mm/min a jejich vzdálenost v klidové poloze byla 50 mm. Jedná se o elektromechanický dvousloupový zkušební stroj pevnosti materiálu stolního provedení 5 kN, který umožňuje měření modulu pružnosti při namáhání v tahu, v ohybu a v tlaku. Pro každý druh usně (hovězina, skopovice, kozina) byly ze zkoušky tažnosti (potažení) stanoveny průměrné hodnoty ze tří zkušebních tělísek, která byla vyseknuta paralelně a kolmo k hřbetní čáře usně.



*Obrázek 35 Trhací stroj Ultra High Precision Universal Testing Machines AG -X
SHIMADZU*

3.4 Zvolené statistické metody vyhodnocení

Všechna data byla vyhodnocená pomocí programu Microsoft Office Excel.

3.4.1 Regresní lineární analýza

Lineární regrese je matematická metoda používána pro proložení přímky soustavou bodů v grafu. Jako kritérium kvality proložení se zpravidla používá metoda nejmenších čtverců, která minimalizuje součet čtverců odchylek bodů od prokládané přímky. [91, 92]

3.4.2 Jednovýběrový t-test

Jednovýběrový test vychází z předpokladu normálního rozdělení hodnot základního souboru, ze kterého vychází náhodný výběr. Vypočteme výběrový průměr \bar{x} , který je odhadem střední hodnoty μ a výběrovou směrodatnou odchylku s . Testujeme nulovou hypotézu H_0 , která předpokládá, že neznámý parametr μ je roven dané konstantě μ_0 . [91]

Jako testovanou statistiku zvolíme náhodnou veličinu t , která je dána vztahem (7):

$$t = \frac{\bar{x} - \mu_0}{s} \sqrt{n} \quad (7) [91]$$

Testovací kritérium t srovnáváme kritickou hodnotu, která je kvantilem Studentova rozdělení $t_\alpha (n - 1)$. Jeli testovací kritérium větší než kritická hodnota $t_\alpha (n - 1)$, můžeme nulovou hypotézu zamítnout na hladině významnosti α . [91, 92]

3.4.3 Korelační koeficient

Korelační koeficient vypočítaný z dat výběrového souboru představuje pouze odhad skutečného korelačního koeficientu, který předpokládáme v celém souboru. Pokud chceme vědět, zda korelační vztah v populaci opravdu existuje, je nutno výběrový korelační koeficient, jako každý výběrový parametr, testovat. Za předpokladu, že náhodný výběr, ze kterého je korelační koeficient počítán, má dvounormální rozdělení, lze významnost korelačního koeficientu r testovat pomocí t-testu, kdy testujeme nulovou hypotézu o nezávislosti ($H_0: r = 0$). [91]

Testovací kritérium vypočítáme podle vztahu (8):

$$t = \frac{|r|}{\sqrt{1-r^2}} \sqrt{(n-2)} \quad (8) [91]$$

Vypočítané testovací kritérium t porovnááme s kritickou hodnotou t_{krit} , která je kvantilem Studentova t-rozdělení pro zvolenou hladinu významnosti α a dané stupně volnosti $\nu = n - 2$.

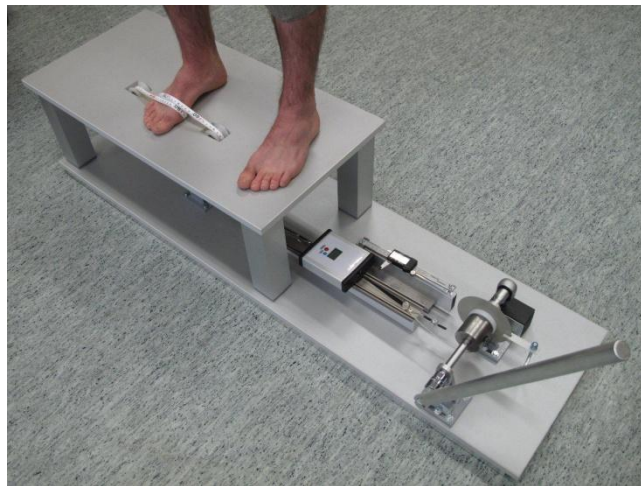
Jeli testovací kritérium větší než kritická hodnota, můžeme zamítnout nulovou hypotézu o nezávislosti sledovaných veličin. [92]

4 DISKUZE VÝSLEDKŮ

4.1 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla

Vzhledem k údajům uvedeným v kapitole 1.8 Analýza rozměrů nošené obuvi nebyl doposud vyvinut žádný přístroj, který by simuloval obutí do úzké obuvi. Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla (obrázek 32) je unikátním přístrojem, který byl v roce 2011 vyvinut Ústavem fyziky a materiálového inženýrství na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně a následně v roce 2012 zapsán Úřadem průmyslového vlastnictví jako užitný vzor a patent.

Pomocí toho zařízení lze měřit skutečné obvodové rozměry nohy při zatížení tahovou silou, která je vyvinuta přístrojem. Velikost tahové síly je nastavitelná a vzniká působením měřidla (pásky) na nohu, přičemž maximální síla přístroje je 300 N. Velikost síly je odečtena na siloměru, deformace nohy na měřítku na pásce. [90]



Obrázek 36 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [60]

Závislostí deformace nohy na aplikované síle byla proložena přímkou, jejíž směrnice charakterizovala deformovatelnost nohy. Tato směrnice byla definována jako deformovatelnost nohy, která je podrobněji popsána v kapitole 4.5 Definice deformovatelnosti nohy.

Na zařízení pro měření deformovatelnosti nohy byla deformovatelnost testována v závislosti na pravorukosti a levorukosti probandů a probandek (kapitola 4.8) a také v závislosti na odrazové (dominantní) noze probandů a probandek (kapitola 4.9).

Dále bylo testováno, zda existuje korelace mezi charakteristikami nohy a její deformovatelností. Charakteristikami nohy se rozumí index plochonoží podle Chippaux-Šmiřáka (kapitola 4.10), index plochonoží podle Clarkova úhlu (kapitola 4.11), přímá délka chodidla (kapitola 4.12), obvod prstních kloubů (kapitola 4.13), index obvodu prstních kloubů a přímé délky chodidla (kapitola 4.14).

4.2 Metodika měření na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla

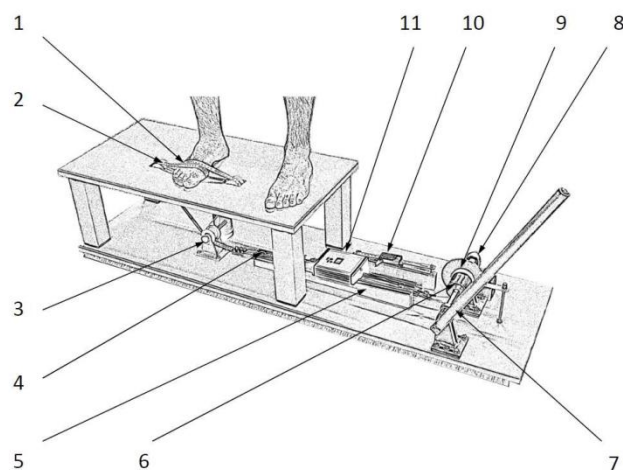
Pomocí zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla (obrázek 33) se zjišťuje závislost deformace obvodu nohy v místě metatarsophalangeálního skloubení na síle, kterou byla utahována páska. U každého probanda byla měřena zvlášť pravá a levá noha. Současně bylo při měření dbáno na to, aby byla vždy měřena nejdříve pravá noha a poté levá noha. Pokud bylo utahování obvodu nohy pro probanda bolestivé nebo jej nešlo ze zdravotních důvodů dokončit, nebyl tento proband dále měřen a nebyl ani zahrnut do výzkumu.

U probandů byl měřicí cyklus aplikované síly stanoven od 0 do 80 N a u probandek od 0 do 60 N, především z důvodu toho, že probandky citlivěji reagovaly na utahování nohy. Deformace se u jednotlivých probandů lišila, což je ovlivněno především individualitou jednotlivých nohou a dále také např. věkem, pohlavím a tělesnou konstitucí probanda.

Při měření stál proband rovnoměrně a mírně rozkročen na horní plošinu konstrukce přístroje a kolem jedné nohy měl omotanou pásku s metrickou stupnicí (Pozice 1) v místě metatarsophalangeálního skloubení (prstních kloubů). Tato páska, která nesmí mít ostré hrany a nesmí způsobovat otlaky, je vedena přes soustavu kladek (Pozice 2 a Pozice 3) k mechanismu pro délkovou korekci obvodu nohy (Pozice 4). Na tento mechanismus navazuje snímač síly – siloměr (Pozice 11), který je umístěn na kolejnici (Pozice 5) a kovový váleček na hřídeli pro navíjení napínacího lana (Pozice 6). Síla je na nohu

přenášena prostřednictvím páky (Pozice 7) a je omezena měřícím rozsahem přístroje, který je 300 N. Mechanismus pro fixaci okamžité hodnoty utážení (Pozice 8) je umístěn na konci hřídele s válečkem tzn., že výzkumník má kdykoliv možnost zatěžující páku pustit a pak znovu pokračovat v měření. Síla je zaznamenána na displeji snímače síly (siloměru, Pozice 11), utážení je možno registrovat přímo odečtením na stupnici pásky, na digitálním měřidle (Pozice 10) nebo na analogovém měřidle umístěném na hřídeli (Pozice 9). [90]

Výsledkem měření je závislost deformace obvodu nohy na aplikované síle, přičemž deformace obvodu nohy byla odečtena v milimetrech a síla v newtonech. Pro měření na tomto přístroji doporučuji, aby výzkumníci byli dva s tím, že jeden hlásí velikost změny obvodu nohy a druhý sleduje snímač síly a zaznamenává příslušné hodnoty, které zapisuje do předem vytvořeného formuláře (Příloha PI).



Obrázek 37 Zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla [90]

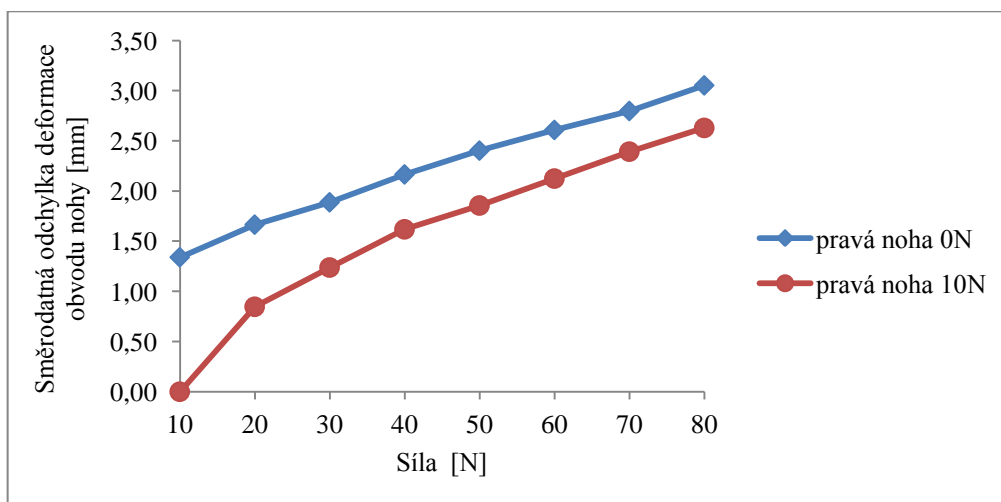
Tento přístroj využily také ve svých diplomových pracích FOLTÝNOVÁ [24] a SCHINDLEROVÁ [86]. FOLTÝNOVÁ [24], se zabývala měřením 48 aktivních hráčů fotbalu v dorosteneckém věku (v rozmezí 15 – 18 let) a cílem práce bylo stanovit míru utážení nohy v oblasti prstních kloubů (metatarsophalangeálního skloubení). Autorka stanovila měřící cyklus síly utážení od 0 do 100 N a také měřila maximální sílu, kterou proband vydržel. Tato maximální síla byla omezena prahem bolesti a také měřícím rozsahem přístroje, na kterém je možné měřit do 300 N. SCHINDLEROVÁ [86], zkoumala základní antropometrické znaky nohou 33 gerontů v České republice ve

věkovém rozmezí 66 až 100 let, přičemž jeden z okrajových cílů této práce bylo naměřit sílu utažení na tomto zařízení. Autorka stanovila měřicí cyklus síly utažení od 0 do maximálně 65 N s tím, že pokud bylo utahování pro probanda bolestivé nebo jej nešlo ze zdravotních důvodů dokončit, byla zaznamenána taková hodnota, která byla v daný okamžik pro seniora snesitelná.

4.3 Stanovení počátečního obvodu nohy

Na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla byla měřena závislost deformace obvodu nohy v místě metatarsophalangeálního skloubení v závislosti na síle, kterou byla utahována měřicí páska. Na přístroji nelze přesně určit obvod nohy odpovídající nulové síle. Abychom zjistili, jak je měření ovlivňováno počátečním stanovením obvodu nohy, byla vypočítána směrodatná odchylka deformace obvodu pravé a levé nohy všech probandů a probandek, přitom nulová deformace nohy byla vztažena jednak k síle 0 N a jednak k síle 10 N, kdy měřicí páska je už dostatečně napnutá, ale síla není ještě natolik velká, aby došlo k výrazné deformaci nohou.

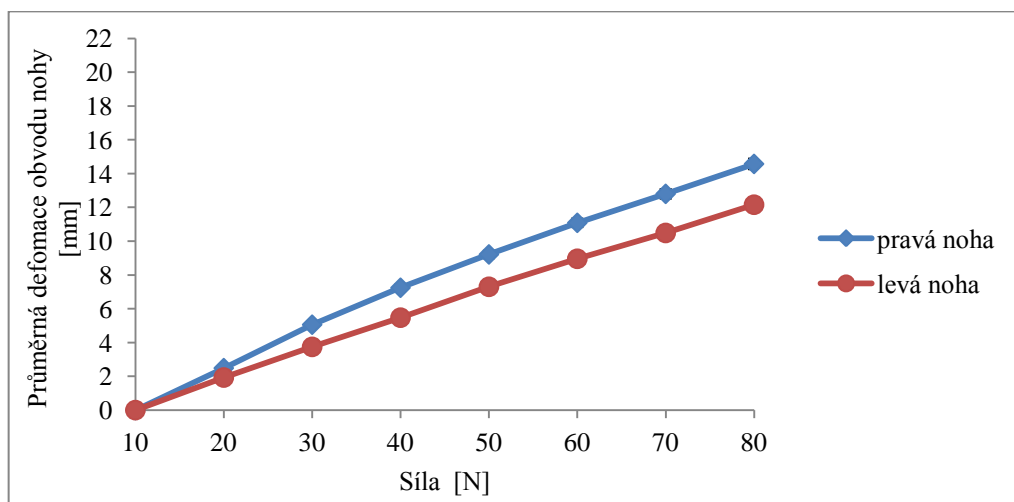
Na obrázku 34 je vidět, že směrodatná odchylka deformace obvodu pravé nohy vztažená k síle 10 N je menší, než síla vztažená na 0 N. Tento rozdíl je způsoben tím, že při nulové síle je měřicí páska různě napnutá a dochází tedy k nepřesnému určení počátku. Proto budeme dále vztahovat deformaci obvodu nohy probandů i probandek na počáteční sílu 10 N.



Obrázek 38 Závislost směrodatné odchylky deformace obvodu pravé nohy probandů na aplikované síle

4.4 Závislost průměrné deformace obvodu nohy probandů a probandek na aplikované síle

Deformace obvodu pravé a levé nohy je dána změnou obvodu prstních kloubů probandů a probandek v závislosti na utahované síle (Příloha PII a PIII). Jak je noha utahována, tak se mění obvod prstních kloubů. Na obrázku 35 je ukázána závislost průměrné deformace obvodu nohy na aplikované síle. U probandů byl určen měřicí cyklus aplikované síly 10 N, 20 N, 30 N, 40 N, 50 N, 60 N, 70 N a 80 N, přičemž nulová deformace byla vztažena k 10 N.



Obrázek 39 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandů na síle

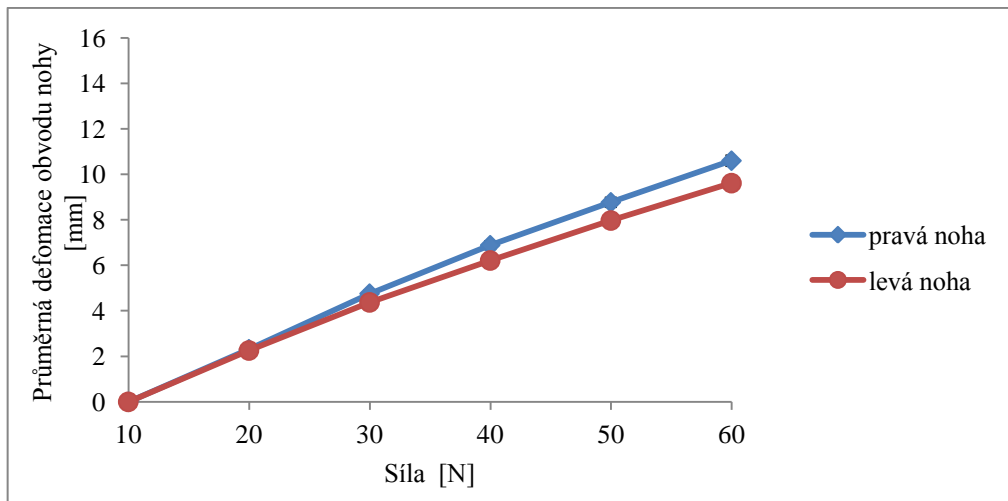
Tabulka 7 ukazuje průměrné hodnoty deformace obvodu pravé a levé nohy 70 probandů včetně směrodatné odchylky průměrné hodnoty deformace obvodu pravé a levé nohy probandů. U stejného velikostního čísla je rozdíl mezi jednotlivými obvodovými skupinami 6 mm (kapitola 1.7.2), lze tedy říci, že již při síle 40 N došlo ke zmenšení obvodu prstních kloubů o 7 mm u pravé nohy, tedy o jednu obvodovou skupinu nohy. Při síle 80 N u pravé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 15 mm, tedy již o dvě obvodové skupiny nohy.

Levá noha probandů se deformovala méně, nicméně při síle 50 N došlo ke zmenšení obvodu prstních kloubů o 7 mm, tedy o jednu obvodovou skupinu nohy. Při síle 80 N u levé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 12 mm, tedy o dvě obvodové skupiny nohy. FOLTÝNOVÁ [24] ve své diplomové práci poukázala na to, že obvod prstních kloubů lze při 100 N zmenšit o dvě až čtyři obvodové skupiny nohy.

Tabulka 40 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandů

Pravá noha		
Síla [N]	Průměrná deformace obvodu nohy [mm]	Směrodatná odchylka průměrné deformace obvodu nohy [mm]
10	0	0
20	2	1
30	5	1
40	7	2
50	9	2
60	11	2
70	13	2
80	15	3
Levá noha		
Síla [N]	Průměrná deformace obvodu nohy [mm]	Směrodatná odchylka průměrné deformace obvodu nohy [mm]
10	0	0
20	2	1
30	4	1
40	5	1
50	7	2
60	9	2
70	10	2
80	12	3

U probandek byl určen měřicí cyklus aplikované síly 10 N, 20 N, 30 N, 40 N, 50 N, 60 N, přičemž nulová deformace byla vztažena k 10 N (obrázek 36). Probandky citlivěji reagovaly na utahování nohy, proto zde byla zvolena aplikovaná síla nižší, tedy pouze do 60 N.



Obrázek 41 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandek na síle

Tabulka 8 popisuje průměrné hodnoty deformace obvodu pravé a levé nohy 70 probandek včetně směrodatné odchylky průměrné hodnoty deformace obvodu pravé a levé nohy probandek. Při síle 40 N se obvod prstních kloubů zmenšil o 7 mm u pravé nohy a o 6 mm u levé nohy, což je jedna obvodová skupina nohy. Při síle 60 N se obvod prstních kloubů u pravé nohy zmenšil o 11 mm a u levé nohy o 10 mm, což se téměř přibližuje zmenšení o dvě obvodové skupiny nohy.

Tabulka 42 Průměrná deformace obvodu pravé a levé nohy probandek

Pravá noha		
Síla [N]	Průměrná deformace obvodu nohy [mm]	Směrodatná odchylka průměrné deformace obvodu nohy [mm]
10	0	0
20	2	1
30	5	1
40	7	2
50	9	2
60	11	2
Levá noha		
Síla [N]	Průměrná deformace obvodu nohy [mm]	Směrodatná odchylka průměrné deformace obvodu nohy [mm]
10	0	0
20	2	1
30	4	1
40	6	1
50	8	2
60	10	2

Z uvedených grafů tedy vyplývá, že lidská noha u zdravého jedince je dostatečně krátkodobě deformovatelná a vydrží poměrně velkou zátěž tedy až 80 N neboli 8 kg u probandů a až 60 N neboli 6 kg u probandek. Ovšem musíme přihlídnout k faktu, že každá noha probandů a probandek je jedinečná, tedy to znamená, že míra deformace obvodu nohy je velmi individuální.

4.4.1 Závislost maximální deformace obvodu pravé a levé nohy na maximální aplikované síle

Na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla, byla měřena také maximální deformace obvodu nohy probandů a probandek na maximální utahované síle (Příloha PIV a PV). Tato maximální deformace obvodu nohy byla omezená prahem bolesti a také rozsahem měřicího přístroje, jehož maximální síla je 300 N.

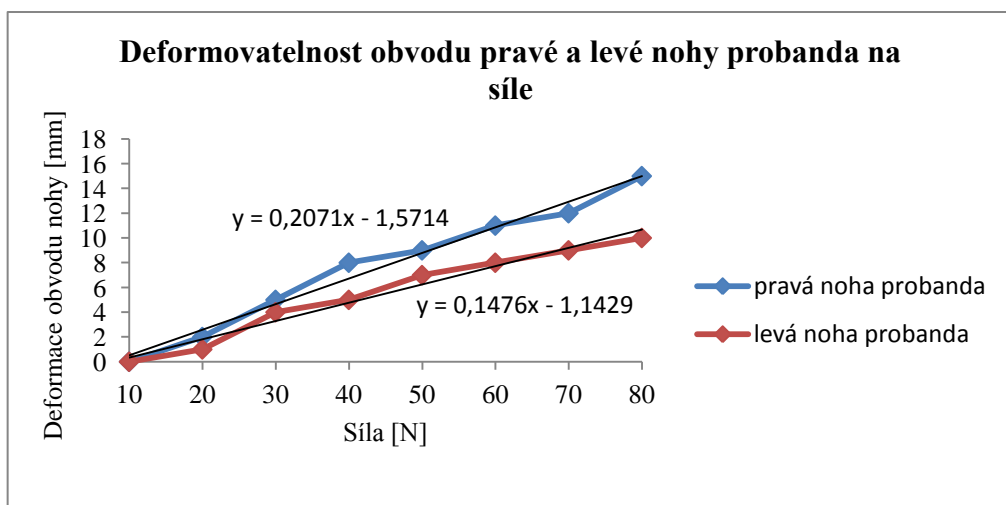
Při průměrné maximální síle 147 ± 93 N u pravé nohy se obvod prstních kloubů probandů zmenšil v průměru o 24 ± 11 mm, což jsou 4 obvodové skupiny. Při průměrné maximální síle 146 ± 95 N u levé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 22 ± 12 mm, což odpovídá více než 3 obvodovým skupinám. Podle FOLTÝNOVÁ [24] při průměrné maximální síle 100 N se obvod prstních kloubů obou nohou probandů zmenšil maximálně o 4 obvodové skupiny.

Při průměrné maximální síle 58 ± 35 N u pravé nohy se obvod prstních kloubů probandek zmenšil o 14 ± 9 mm, což jsou 2 obvodové skupiny. Při průměrné maximální síle 55 ± 34 N u levé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 12 ± 6 mm, což odpovídá 2 obvodovým skupinám.

Z uvedeného měření vyplývá, že probandi snesli vyšší sílu utažení než probandky. Tento výsledek je poměrně překvapivý, jelikož je nepsaným pravidlem, že ženy jsou obecně odolnější vůči bolesti. Probandům se průměrně obvod prstních kloubů obou nohou zmenšil o více než 3 obvodové skupiny, zatímco probandkám se průměrně zmenšil o 2 obvodové skupiny. Opět je velmi důležité přihlídnout k individualitě jednotlivých nohou probandů a probandek.

4.5 Definice deformovatelnosti nohy

U každého probanda a probandky byla změřena závislost deformace obvodu nohy v místě metatarsophalangeálního skloubení v závislosti na síle, kterou byla utahována páska. Závislostí deformace nohy na aplikované síle byla proložena přímka, jejíž směrnice charakterizovala deformovatelnost nohy. Tuto směrnici budeme dále nazývat deformovatelnost nohy (příloha PVI a PVII). Vyšší hodnota deformovatelnosti nohy odpovídá větší deformaci nohy při stejné síle. Každému probandovi a probandce byla nejprve změřena vždy pravá noha a poté levá noha. Na obrázku 37 je ukázána závislost deformace obvodu nohy na utahované síle probanda č. 8, kde rovnice přímky je $y = 0,2071x - 1,5714$ a směrnice přímky respektive deformovatelnost nohy pro pravou nohu probanda je $0,2071 \pm 0,0114 \text{ mm.N}^{-1}$ a rovnice přímky $y = 0,1476x - 1,1429$ a deformovatelnost nohy pro levou nohu probanda je $0,1476 \pm 0,0099 \text{ mm.N}^{-1}$. Jednotkou deformovatelnosti obvodu nohy je tedy mm.N^{-1} .



Obrázek 43 Deformovatelnost pravé a levé nohy probanda č. 8 na síle

4.6 Reprodukovatelnost měření na zařízení pro měření deformovatelnosti nohy

Na zařízení pro měření deformovatelnosti nohy bylo změřeno celkem pět probandek, kde byla zjištěna deformovatelnost nohy. Měření bylo opakovaně provedeno pětkrát po sobě, přičemž byl dodržen stejný postup měření, že nejdříve byla změřena pravá noha a poté levá noha. Tabulka 9 ukazuje, že pravá noha byla více deformovatelná než levá noha. Průměrná deformovatelnost pravé nohy činila $0,226 \pm 0,012 \text{ mm.N}^{-1}$ a průměrná deformovatelnost levé nohy byla $0,178 \pm 0,010 \text{ mm.N}^{-1}$.

Tabulka 44 Reprodukovatelnost měření

Pravá noha		
Probandky	Deformovatelnost nohy [mm.N ⁻¹]	Směrodatná odchylka deformovatelnosti nohy [mm.N ⁻¹]
P01	0,208	0,007
P02	0,246	0,021
P03	0,257	0,010
P04	0,204	0,006
P05	0,204	0,017
Průměr	0,226	0,012
Levá noha		
Probandky	Deformovatelnost nohy [mm.N ⁻¹]	Směrodatná odchylka deformovatelnosti nohy [mm.N ⁻¹]
P01	0,162	0,009
P02	0,197	0,011
P03	0,202	0,016
P04	0,141	0,006
P05	0,189	0,008
Průměr	0,178	0,010

4.7 Rozdíl deformovatelnosti mezi pravou a levou nohou probandů a probandek

Bylo testováno, zda se liší deformovatelnost pravé a levé nohy. Rozdíl byl zjištěn tak, že jsme odečetli deformovatelnost levé nohy od deformovatelnosti pravé nohy. Zjištěné rozdíly deformovatelnosti nohy byly testovány metodou t-testu na nulovou hodnotu, tedy zda rozdíl deformovatelnosti nohy mohl být nula nebo různý od nuly.

Výsledky jsou uvedeny v tabulce 10, kde průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy je kladný, tedy deformovatelnost pravé nohy má vyšší hodnotu než deformovatelnost levé nohy. V řádku s hodnotou t je podíl průměrného rozdílu deformovatelnosti nohy dělený směrodatnou odchylkou průměru, což je testovací kritérium pro t-test, které nám vyšlo pro probandy 5,93 a pro probandky 4,27. Kritická hodnota (t_{krit}) t-testu na hladině významnosti 0,01 je 2,65, tedy naše testovací kritérium bylo vyšší než kritická hodnota a tudíž byla zamítnuta nulová hypotéza, že průměrný rozdíl deformovatelnosti obou nohou je nulový. Bylo zjištěno, že pravá noha má vysoce průkazně vyšší hodnotu deformovatelnosti nohy než levá noha.

Tabulka 3 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů a probandek

	Probandi	Probandky
Počet probandů a probandek	70	70
Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy [mm.N⁻¹]	0,037	0,023
Směrodatná odchylka průměru	0,006	0,005
Testovací kritérium t	5,93	4,27
Kritická hodnota t_{krit} (0,01)	2,65	2,65

4.8 Testování rozdílu deformovatelnosti nohy probandů a probandek v závislosti na pravorukosti a levorukosti probandů a probandek

Bylo zjištěno, že existuje rozdíl mezi deformovatelností pravé a levé nohy probandů a probandek. Pokud existuje rozdíl mezi deformovatelností pravé nohy a levé nohy lze očekávat, že u levorukých probandů a probandek bude mít tento rozdíl opačné znaménko než u pravorukých probandů a probandek. Tedy jestliže u pravorukých probandů a probandek byl tento rozdíl kladný (deformovatelnost pravé nohy byla vyšší), tak u levorukých probandů a probandek můžeme tento rozdíl očekávat záporný (deformovatelnost pravé nohy bude nižší).

Tabulka 11 ukazuje průměrný rozdíl mezi deformovatelností pravé a levé nohy u 60 pravorukých probandů a u 10 levorukých probandů. Průměrný rozdíl je v obou případech kladný, tedy pravá noha má vyšší deformovatelnost nohy než levá noha bez rozdílu jestli se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku. T-testem bylo zjištěno, že průměrný rozdíl pro pravoruké probandy je statisticky vysoce významný, zatímco průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy pro levoruké probandy není statisticky významný na hladině významnosti 0,01. Domníváme se, že neprůkaznost u levorukých probandů byla způsobena nedostatečným počtem měření 10 probandů. V každém případě je zajímavé, že průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy je v obou případech kladný.

Tabulka 4 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů v závislosti na pravorukosti a levorukosti probandů

	Probandi (pravorucí)	Probandi (levorucí)
Počet probandů	60	10
Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy [mm.N⁻¹]	0,035	0,023
Směrodatná odchylka průměru	0,006	0,013
Testovací kritérium t	5,95	1,72
Kritická hodnota t_{krit} (0,01)	2,66	3,25

Tabulka 12 ukazuje, že probandky byly testovány stejným způsobem jako probandi, ovšem levoruké probandky byly pouze 4, tudíž průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy pro levoruké probandky byl opět statisticky nevýznamný. Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy byl v obou případech stejně jako u probandů kladný.

Tabulka 5 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandek v závislosti na pravorukosti a levorukosti probandek

	Probandky (pravoruké)	Probandky (levoruké)
Počet probandek	66	4
Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy [mm.N⁻¹]	0,021	0,056
Směrodatná odchylka průměru	0,005	0,019
Testovací kritérium t	3,79	3,01
Kritická hodnota $t_{krit}(0,01)$	2,66	5,84

Bylo tedy zjištěno, že průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy byl vždy kladný bez ohledu na to, zda se jednalo o pravoruké nebo levoruké probandy či probandky.

4.9 Testování rozdílu deformovatelnosti nohy probandů a probandek v závislosti na odrazové noze probandů a probandek

Pokud byli probandi a probandky rozděleni na pravoruké a levoruké, nemuselo se jednat o optimální rozdělení, větší význam by mohla mít jejich odrazová noha. Proto byl proveden stejný test jako v kapitole 4.8, ale tentokrát byli probandi a probandky rozděleni podle pravé a levé odrazové nohy.

Z tabulky 13 vyplývá, že průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů je v obou případech kladný, a protože probandů s pravou a levou odrazovou nohou byl dostatečný počet, tak tento rozdíl je rovněž v obou případech statisticky vysoce významný na hladině významnosti 0,01. Probandek s levou odrazovou nohou bylo změřeno pouze 10, což je opět nízký počet, který vede k neprůkaznému rozdílu. Výsledky probandek jsou uvedeny v tabulce 14.

Tabulka 6 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandů v závislosti na odrazové noze probandů

	Probandi (pravá noha)	Probandi (levá noha)
Počet probandů	44	26
Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy [mm.N⁻¹]	0,025	0,057
Směrodatná odchylka průměru	0,006	0,012
Testovací kritérium t	4,06	4,64
Kritická hodnota t_{krit} (0,01)	2,70	2,79

Tabulka 7 Průměrný rozdíl deformovatelnosti nohy probandek v závislosti na odrazové noze probandek

	Probandky (pravá noha)	Probandky (levá noha)
Počet probandek	60	10
Průměrný rozdíl deformovatelnosti pravé a levé nohy [mm.N⁻¹]	0,023	0,019
Směrodatná odchylka průměru	0,006	0,016
Testovací kritérium t	4,14	1,17
Kritická hodnota t_{krit} (0,01)	2,66	3,25

Bylo zjištěno, že pravá a levá noha se liší, tedy deformovatelnost pravé nohy je vždy vyšší než deformovatelnost levé nohy bez ohledu na to, zda se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku nebo probanda či probandku s pravou nebo levou odrazovou nohou. Tento výsledek je překvapivý, protože pravá noha měla vyšší deformovatelnost nohy než levá a to ve všech případech. Domnívali jsme se, že rozdíl by mohl být vysvětlen způsobem měření, kdy nejprve byla změřena pravá noha a poté levá noha. Tedy proband mohl být již připraven na to, co ho čeká a levou nohu mohl mít již nevědomky lehce rigidnější (ztuhnutou). Abychom si tuto hypotézu ověřili, tak jsme provedli doplňkové měření, kde bylo změřeno 10 probandů a nejdříve byla změřena levá noha a poté pravá noha. Bylo zjištěno, že opět pravá noha měla vyšší deformovatelnost než levá noha. Ovšem tento výsledek je vzhledem k nízkému počtu probandů statisticky neprůkazný. Proto je důležité, aby tato problematika byla i nadále studována.

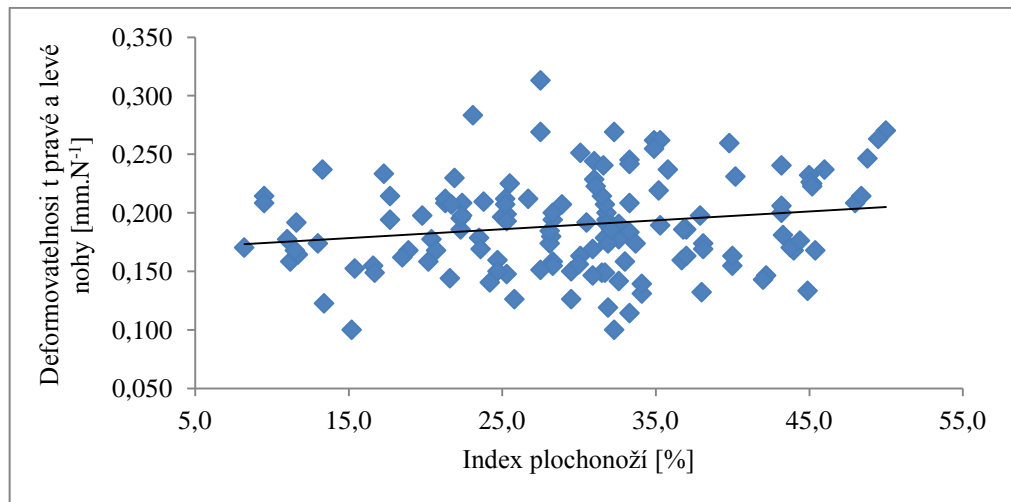
4.10 Testování závislosti deformovatelnosti nohy na indexu plochonoží metodou Chippaux-Šmiřák

V této kapitole byla testována závislost deformovatelnosti nohy probandů a probandek na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřáka pomocí korelačního koeficientu. Pomocí korelačního koeficientu bylo otestováno, zda existovala korelace mezi indexem plochonoží a deformovatelnosti nohy probandů a probandek.

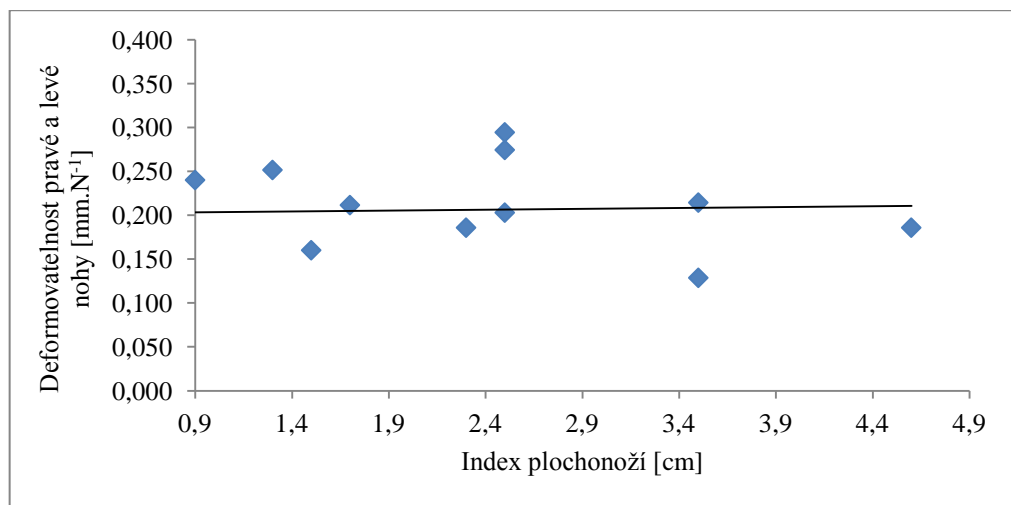
Na obrázku 38 je vynesena graf deformovatelnosti pravé a levé nohy s normálně klenutou a plochou nohou probandů, kde na ose x je index plochonoží vyhodnocený podle Chippaux-Šmiřáka a na ose y je deformovatelnost pravé a levé nohy s normálně klenutou a plochou nohou probandů. Z uvedeného grafu je patrné, že s rostoucím indexem plochonoží roste i deformovatelnost pravé a levé nohy, přičemž tento vzestup je statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05 (tabulka 15). I když je tato závislost statisticky průkazná, tak je vzhledem k nízkému korelačnímu koeficientu velmi slabá. Ze souboru 70 probandů byli vyřazeni 2 probandi, jejichž nohy byly definovány jako vysoké. Stejný graf byl vynesena i v případě probandek (obrázek 39), kde na ose x je index plochonoží vyhodnocený podle Chippaux-Šmiřáka a na ose y je deformovatelnost pravé a levé nohy s normálně klenutou a vysokou nohou probandek. Z grafu vyplývá, že s rostoucím indexem plochonoží roste i nepatrně deformovatelnost nohy, ale tento nepatrný vzestup není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05 (tabulka 15). Ze souboru 70 probandek byla vyřazena 1 probandka, jejíž noha byla vyhodnocena jako plochá. Výsledky probandů a probandek podle metody Chippaux-Šmiřák jsou uvedeny v tabulce 15.

Tabulka 8 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů podle Chippaux-Šmiřák

Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřáka		
	Probandi (normální + plochá noha)	Probandky (normální + vysoká noha)
Počet nohou	136	139
Korelační koeficient (r)	0,186	0,035
Testovací kritérium t	2,19	0,41
Kritická hodnota $t_{krit}(0,05)$	1,98	1,98



Obrázek 45 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřák



Obrázek 46 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandek na indexu plochonoží podle Chippaux-Šmiřák

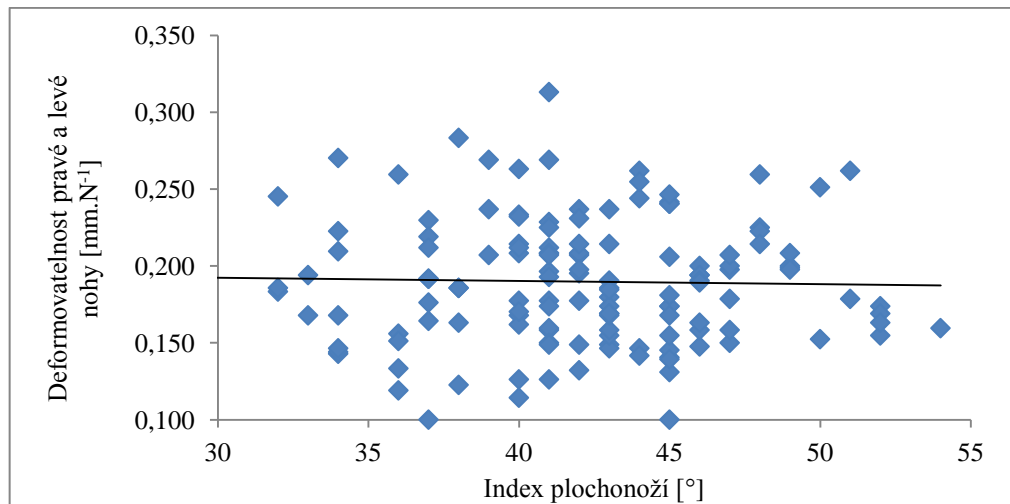
4.11 Testování deformovatelnosti nohy na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu

V této práci pro vyhodnocování plochonoží nohou byla použita kromě metody Chippaux-Šmiřák také metoda pomocí Clarkova úhlu. Byla zde použita stejná metodika vyhodnocení pomocí korelačního koeficientu jako v předchozí kapitole 4.10.

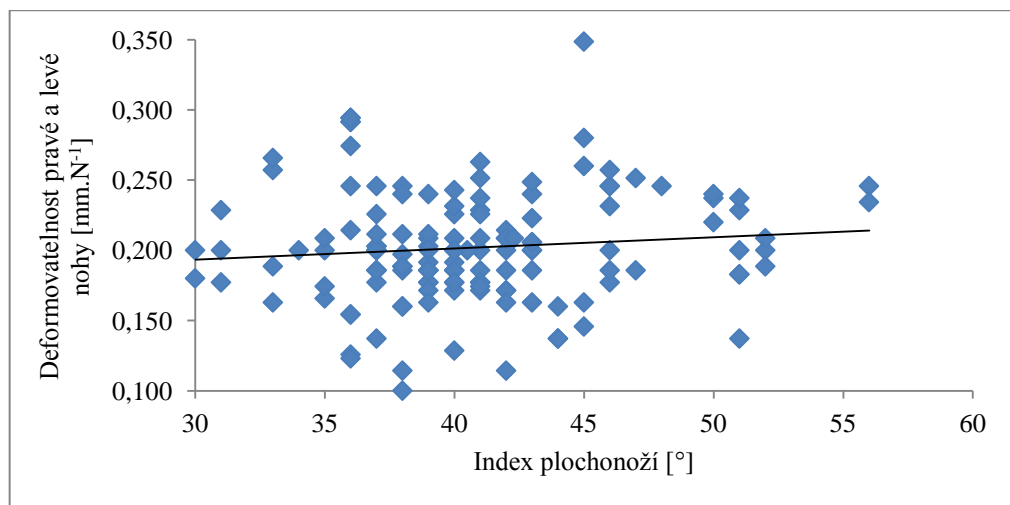
Na obrázku 40 je vynesena graf deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů, kde na ose x je index plochonoží s normální a plochou nohou vyhodnocený podle Clarkova úhlu a na ose y je deformovatelnost pravé a levé nohy. Z uvedeného grafu je patrné, že s rostoucím indexem plochonoží pravé a levé nohy nepatrně klesá deformovatelnost pravé a levé nohy, ovšem tento pokles není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05 (tabulka 16). Ze souboru 70 probandů byl vyřazen 1 proband, jehož nohy byly definovány jako vysoké. Z obrázku 41 je patrné, že s rostoucím indexem plochonoží pravé a levé nohy mírně roste i deformovatelnost pravé a levé nohy probandek, ale tento vzestup není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05 (tabulka 16).

Tabulka 9 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu

Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu		
	Probandi (normální + plochá noha)	Probandky (normální + plochá noha)
Počet nohou	138	140
Korelační koeficient (r)	-0,025	0,103
Testovací kritérium t	0,30	1,21
Kritická hodnota t_{krit} (0,05)	1,98	1,98



Obrázek 47 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu



Obrázek 48 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandek na indexu plochonoží podle Clarkova úhlu

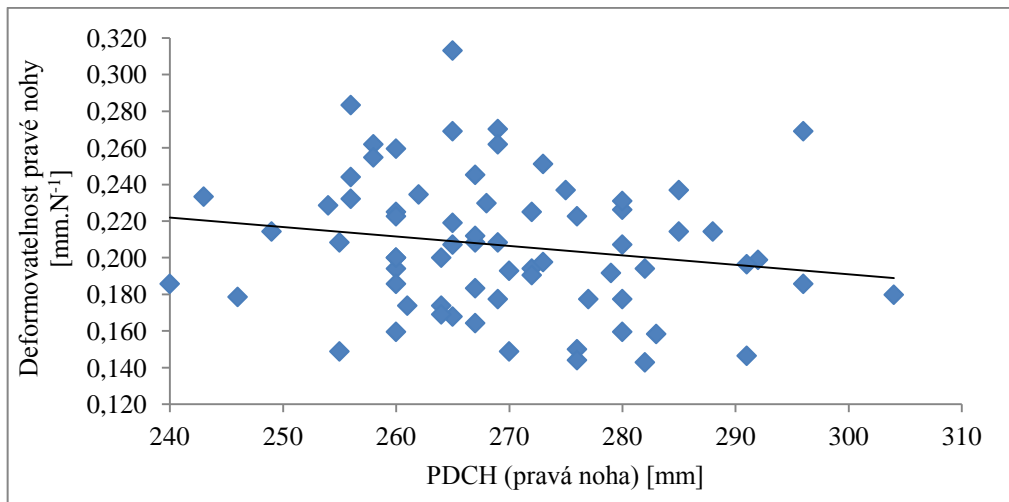
4.12 Závislost deformovatelnosti nohy na přímé délce chodidla probandů a probandek

Očekávali jsme, že se objeví závislost, že čím je noha větší a má širší obvod, tak tím by se při stejné síle měla více noha deformovat. V této kapitole bylo testováno, zda se projeví závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na přímé délce chodidla probandů a probandek. Tato data byla opět testována pomocí korelačního koeficientu. Tabulka 17 ukazuje, že tento fakt nebyl potvrzen jak u probandů, tak i probandek, jelikož testovací kritérium je menší než kritická hodnota na hladině významnosti 0,05.

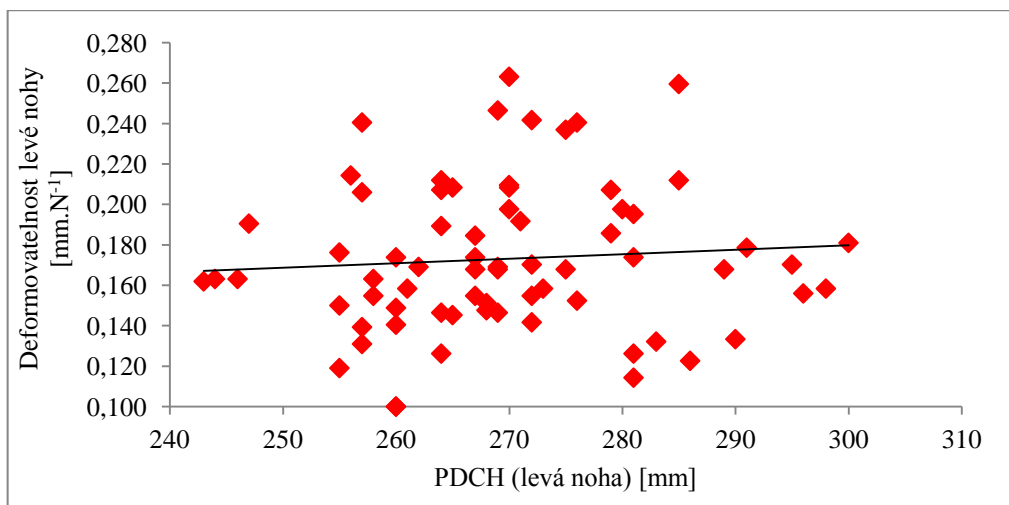
Tabulka 10 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probandek na přímé délce chodidla

Probandi		
	PDCH pravá [mm]	PDCH levá [mm]
Počet	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,178	0,077
Testovací kritérium t	1,49	0,64
Kritická hodnota t_{krit} (0,05)	1,99	1,99
Probandky		
	PDCH pravá [mm]	PDCH levá [mm]
Počet	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,130	-0,141
Testovací kritérium t	1,08	1,18
Kritická hodnota t_{krit} (0,05)	1,99	1,99

Na obrázku 42 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti pravé nohy probandů na přímé délce pravého chodidla a na obrázku 43 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti levé nohy probandů na přímé délce levého chodidla, kde na ose x se nachází přímá délka chodidla v milimetrech a na ose y je deformovatelnost nohy v $\text{mm} \cdot \text{N}^{-1}$. Obrázek 42 ukazuje, že se zvětšující se délkou pravého chodidla se deformovatelnost pravé nohy zmenšuje, ale tato závislost není statisticky průkazná. Zatímco z obrázku 43 vyplývá, že s rostoucí délkou levého chodidla se deformovatelnost levé nohy zvyšuje, ale opět tato skutečnosti není statisticky průkazná.

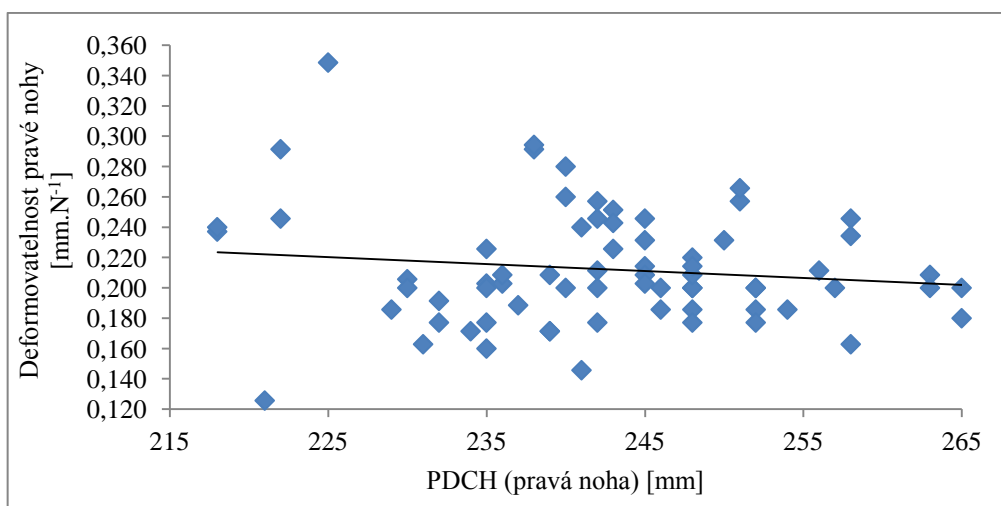


Obrázek 49 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na přímé délce pravého chodidla probandů

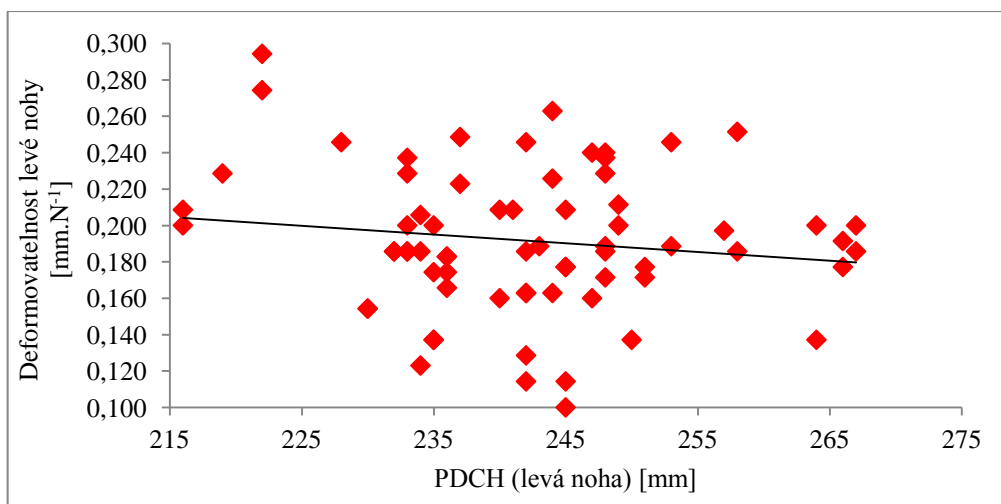


Obrázek 50 Závislost deformovatelnosti levé nohy na přímé délce levého chodidla probandů

Grafy byly vyneseny i v souboru probandek. Obrázek 44 ukazuje, že se zvětšující se délkou pravého chodidla probandek se deformovatelnost pravé nohy zmenšuje, avšak tento fakt je neprůkazný. U levé nohy probandek byla zjištěna stejná závislost jako u pravé nohy (obrázek 45) a opět je tato skutečnost neprůkazná.



Obrázek 51 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na přímé délce pravého chodidla probandek



Obrázek 52 Závislost deformovatelnosti levé nohy na přímé délce levého chodidla probandek

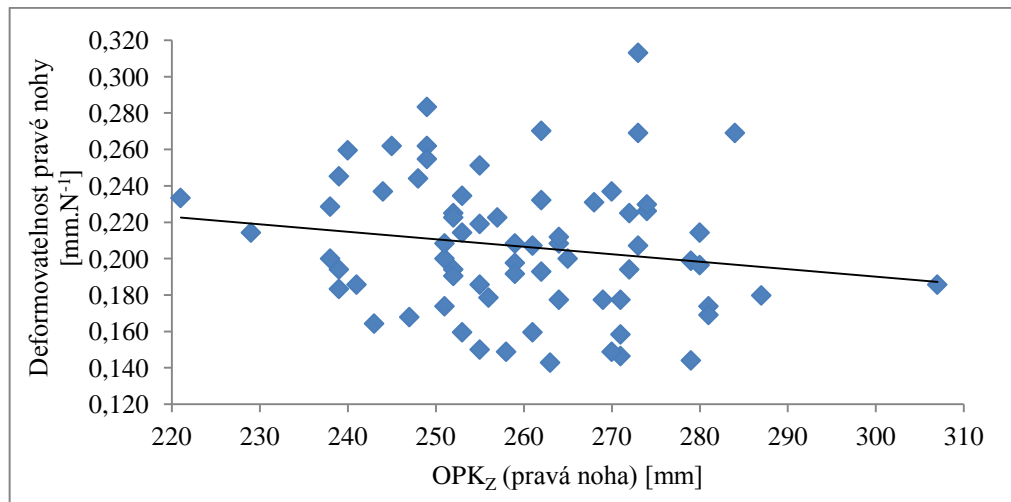
4.13 Závislost deformovatelnosti nohy na obvodu prstních kloubů zatížené nohy probandů a probandek

V této kapitole bylo testováno, zda se projeví závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na obvodu prstních kloubů zatížené nohy probandů a probandek. Tabulka 18 ukazuje, že tato skutečnost nebyla opět potvrzena jak u probandů, tak i probandek, jelikož testovací kritérium je menší než kritická hodnota na hladině významnosti 0,05.

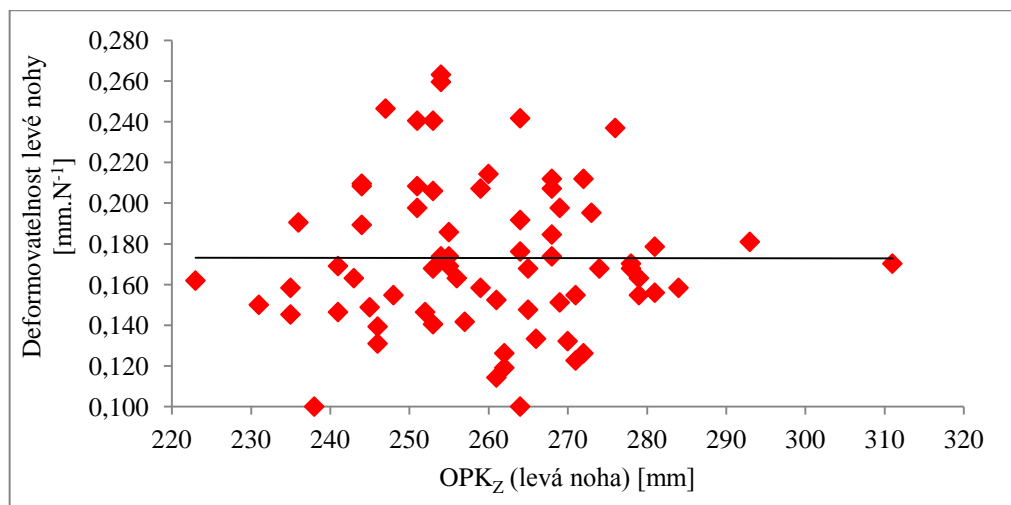
Tabulka 11 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probandek na obvodu prstních kloubů zatížené nohy

Probandi		
	OPK _z pravá [mm]	OPK _z levá [mm]
Počet probandů	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,167	-0,002
Testovací kritérium t	1,39	0,02
Kritická hodnota t _{krit} (0,05)	1,99	1,99
Probandky		
	OPK _z pravá [mm]	OPK _z levá [mm]
Počet probandek	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,137	-0,045
Testovací kritérium t	1,14	0,38
Kritická hodnota t _{krit} (0,05)	1,99	1,99

Na obrázku 46 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti pravé nohy probandů na obvodu prstních kloubů zatížené pravé nohy a na obrázku 47 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti levé nohy probandů na obvodu prstních kloubů zatížené levé nohy, kde na ose x se nachází obvod prstních kloubů zatížené nohy v milimetrech a na ose y je deformovatelnost nohy v mm.N⁻¹. Obrázek 46 ukazuje, že se zvětšujícím se obvodem prstních kloubů zatížené pravé nohy se deformovatelnost pravé nohy zmenšuje, ale tato skutečnost je statisticky neprůkazná. Zatímco z obrázku 47 vyplývá, že mezi obvodem prstních kloubů levé nohy a deformovatelnosti levé nohy probandů se neprojevila žádná závislost.

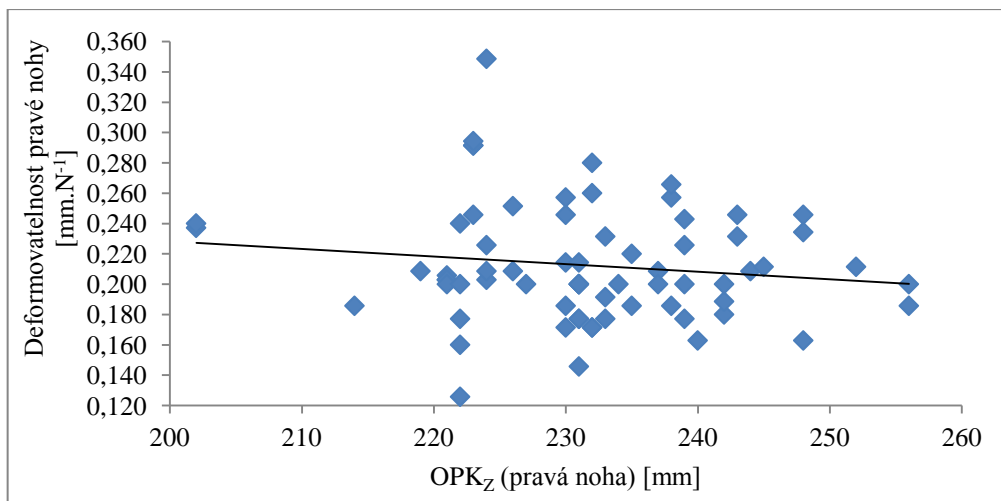


Obrázek 53 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na obvodu zatížené pravé nohy probandů

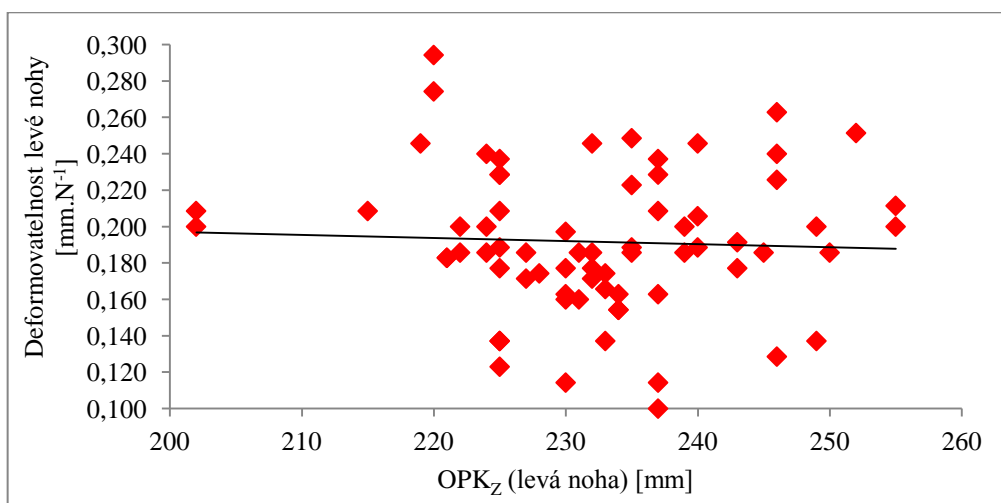


Obrázek 54 Závislost deformovatelnosti levé nohy na obvodu zatížené levé nohy probandů

V souboru probandek byly vyneseny stejné grafy. Obrázek 48 ukazuje, že se zvětšujícím se obvodem prstních kloubů zatížené pravé nohy probandek se deformovatelnost pravé nohy zmenšuje, avšak tento fakt je neprůkazný. Z obrázku 49 je patrné, že mezi obvodem prstních kloubů levé nohy a deformovatelností levé nohy probandek je stejná závislost jako na předchozím obrázku 48 a rovněž je tato skutečnost neprůkazná.



Obrázek 55 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na obvodu zatížené pravé nohy probandek



Obrázek 56 Závislost deformovatelnosti levé nohy na obvodu zatížené levé nohy probandek

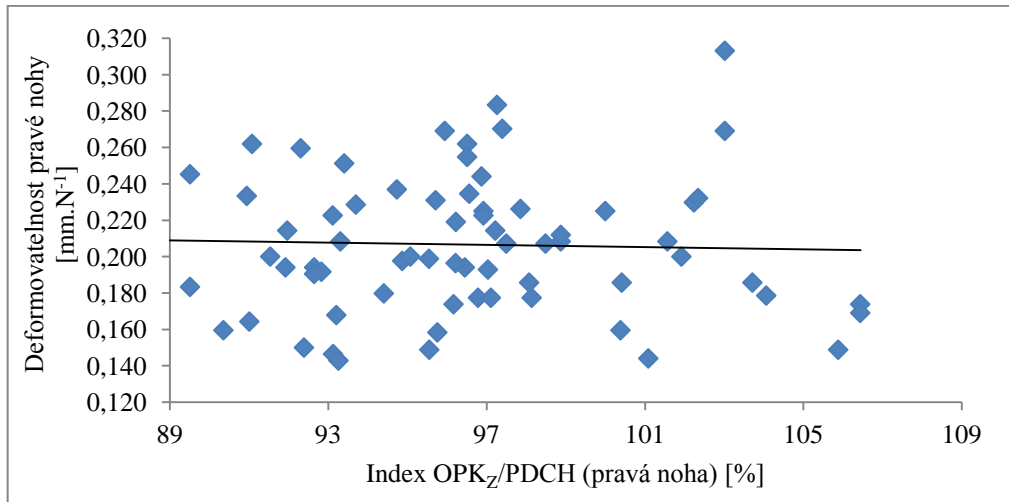
4.14 Závislost deformovatelnosti nohy na indexu obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla

V této kapitole bylo testováno, zda se projeví závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na indexu obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla probandů a probandek. Indexem se rozumí podíl obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla probandů a probandek, kde jednotkou tohoto podílu jsou procenta. Opět se zde nepotvrdilo, že se objeví závislost, že čím je noha větší a má širší obvod, tak tím by se při stejné síle měla více noha deformovat (tabulka 19).

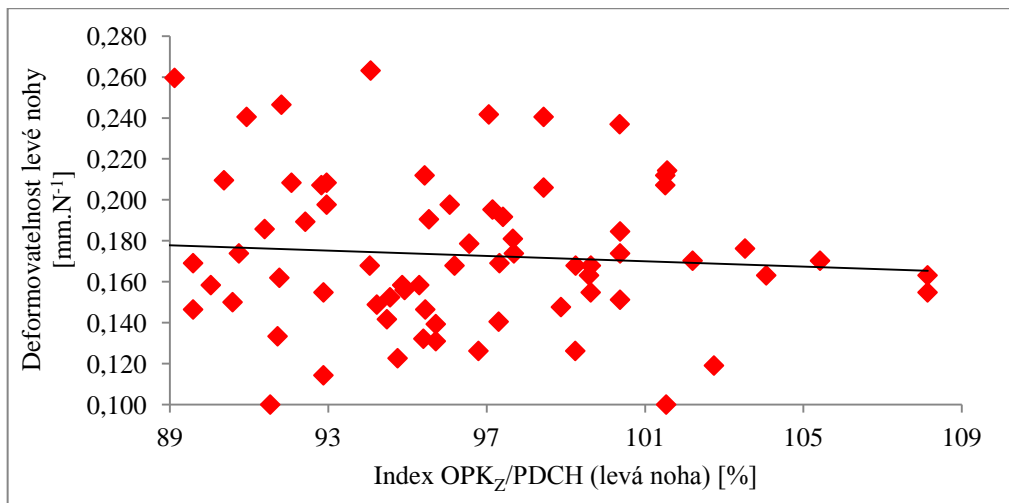
Tabulka 12 Závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů a probandek na indexu obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla

Probandi		
	OPK_z/PDCH pravá %	OPK_z/PDCH levá %
Počet probandů	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,035	-0,080
Testovací kritérium t	0,29	0,66
Kritická hodnota t_{krit} (0,05)	1,99	1,99
Probandky		
	OPK_z/PDCH pravá %	OPK_z/PDCH levá %
Počet probandek	70	70
Korelační koeficient (r)	-0,016	0,123
Testovací kritérium t	0,13	1,02
Kritická hodnota t_{krit} (0,05)	1,99	1,99

Na obrázku 50 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti pravé nohy probandů na indexu obvodu prstních kloubů zatížené pravé nohy a přímé délky pravého chodidla a na obrázku 51 byl vynesena graf závislosti deformovatelnosti levé nohy probandů na indexu obvodu prstních kloubů zatížené levé nohy a přímé délky levého chodidla, kde na ose x se nachází index obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla v % a na ose y je deformovatelnost nohy v mm.N⁻¹. Obrázek 50 i obrázek 51 shodně ukazují, že mezi indexem obvodu prstních kloubů pravé a levé nohy a deformovatelnosti pravé a levé nohy probandů se neprojeví žádná závislost.

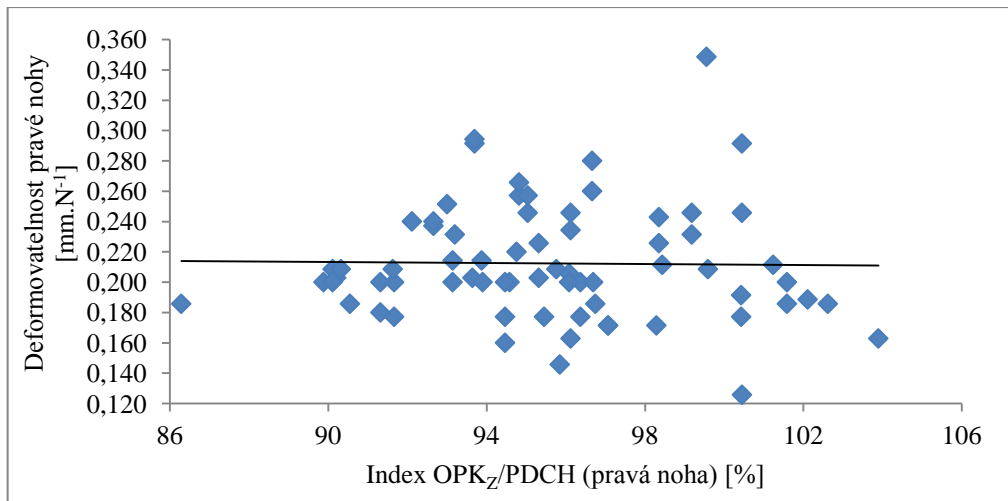


Obrázek 57 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na indexu obvodu pravé zatížené nohy a přímé délky pravého chodidla probandů

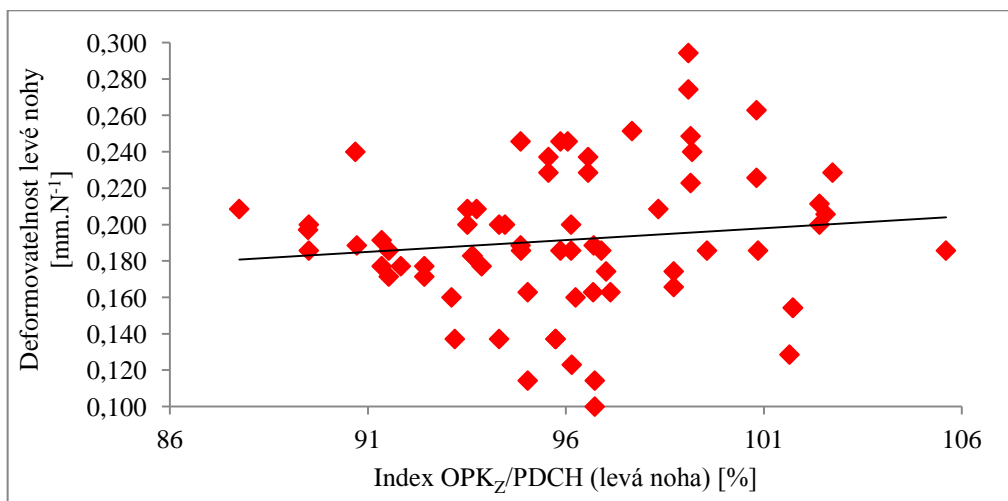


Obrázek 58 Závislost deformovatelnosti levé nohy na indexu obvodu levé zatížené nohy a přímé délky levého chodidla probandů

V souboru probandek byly také vyneseny grafy, přičemž obrázek 52 ukazuje, že mezi indexem obvodu prstních kloubů pravé nohy a deformovatelnosti pravé nohy probandů se neprojevila žádná závislost. Zatímco obrázek 53 ukazuje, že čím větší je index obvodu prstních kloubů levé nohy a přímé délky levého chodidla, tím se deformovatelnost levé nohy zvyšuje, ale tento fakt je statisticky neprůkazný.



Obrázek 59 Závislost deformovatelnosti pravé nohy na indexu obvodu pravé zatížené nohy a přímé délky pravého chodidla probandek

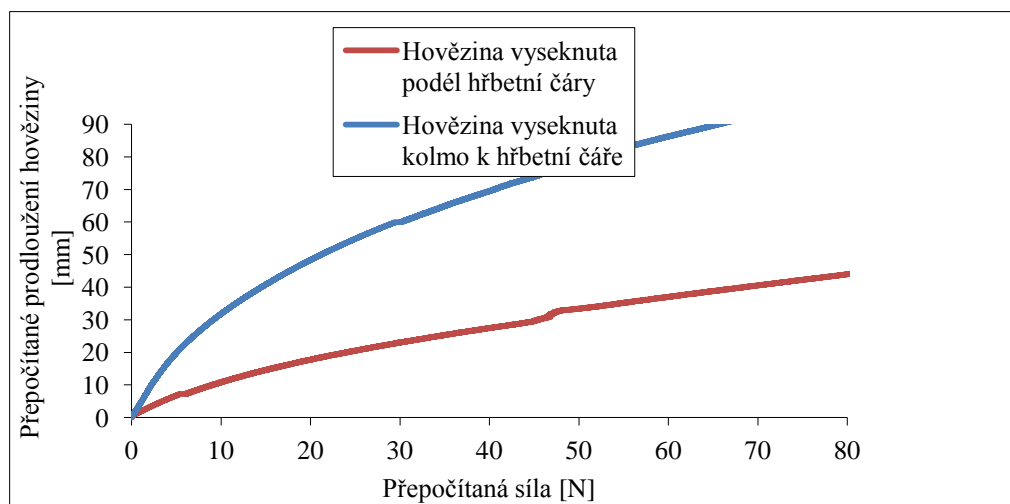


Obrázek 60 Závislost deformovatelnosti levé nohy na indexu obvodu levé zatížené nohy a přímé délky levého chodidla probandek

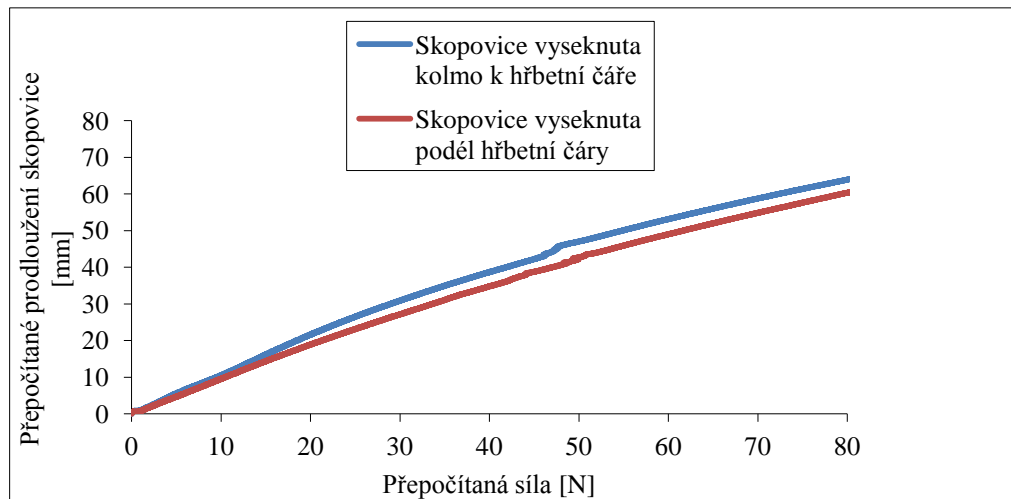
4.15 Srovnání deformovatelnosti nohy a deformovatelnosti materiálu z usně ze zkoušky tažnosti (protažení)

Jak již bylo v této práci několikrát zmíněno, tak deformovatelnost nohy nám popisuje o kolik milimetrů se zmenší obvod nohy na jeden Newton síly. Je potřeba si uvědomit, že při chůzi nedochází pouze k deformaci nohy, ale také i k deformaci materiálu obuvi. Aby bylo možné tyto dvě veličiny navzájem porovnat, byla pro tři druhy svrškových usní (hovězina, skopovice a kozina) změřena závislost protažení na působící síle.

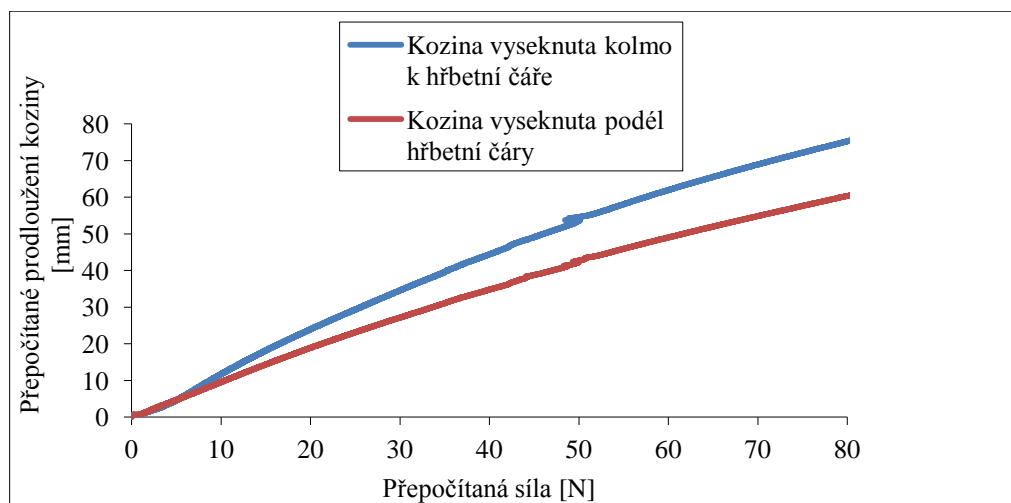
Zkušební tělíska z usně měla délku 50 mm a šířku 10 mm (viz kapitola 1.10.2). Páska s metrickou stupnicí, kterou byla omotána noha na přístroji pro měření deformovatelnosti chodidla, měla šířku 13 mm. Proto bylo nutné sílu přepočítat na šířku 13 mm odpovídající šířce pásky, kterou byla měřena deformovatelnost nohy. Také protažení zkušebního tělíska bylo potřeba přepočítat na délku 230 mm odpovídající průměrnému obvodu nohy. Závislostí přepočítaného prodloužení na přepočítané síle byla proložena pro interval sil 0 – 80 N přímka a její směrnice je analogií měřené deformovatelnosti nohy (obrázek 54, obrázek 55 a obrázek 56).



Obrázek 61 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu z hověziny na přepočítané síle



Obrázek 62 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu ze skopovice na přepočítané síle



Obrázek 63 Závislost přepočítaného prodloužení materiálu z koziny na přepočítané síle

Z tabulky 20 je patrné, že deformovatelnost měřených usňových materiálů je vyšší než deformovatelnost nohou probandů a probandek, která v průměru činila $0,2 \text{ mm.N}^{-1}$ (viz tabulka 9). Na druhé straně je potřeba zdůraznit, že obuv se neskládá pouze z jedné vrstvy materiálu, ale je jich tam několik. Přesto je zřejmé, že deformovatelnost obuvi se výrazně podílí na celkovém přizpůsobování rozměrů obuvi a nohy a to i v případě, že uvažujeme jen krátkodobou pružnou deformaci a nezapočítáváme dlouhodobou plastickou deformaci, kdy se obuv přizpůsobuje noze při delším nošení.

Tabulka 13 Deformovatelnost měřených usňových materiálů

Usňový materiál vyseknutý z kruponu	Deformovatelnost materiálů [mm.N^{-1}]
1. Hovězina vyseknuta podél hřbetní čáry	0,45
2. Hovězina vyseknuta kolmo k hřbetní čáře	2,04
3. Skopovice vyseknuta podél hřbetní čáry	0,77
4. Skopovice vyseknuta kolmo k hřbetní čáře	0,86
5. Kozina vyseknuta podél hřbetní čáry	0,58
6. Kozina vyseknuta kolmo k hřbetní čáře	1,07

5 PŘÍNOS PRO VĚDU A VÝZKUM

V současné době je nabídka na trhu s obuví poměrně vysoká a je velmi důležité umět si správně vybrat vhodnou obuv tak, aby respektovala naše potřeby a také proporce nohy. Na základě těchto skutečností byl Ústavem fyziky a materiálového inženýrství na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně vyvinut přístroj na měření deformovatelnosti chodidla, který simuloval obutí do úzké obuvi. V roce 2012 byl zapsán jako užitný vzor a patent. Pomocí toho zařízení lze měřit skutečné obvodové rozměry nohy v zatížení působením tahové síly, která je vyvinuta přístrojem. Metodika měření na tomto přístroji nebyla však ještě doposud dostatečně popsána, což bylo jedním z hlavních cílů této práce.

Experimentálně bylo prokázáno, že pravá noha a levá noha se liší, tedy deformovatelnost pravé nohy je vždy vyšší než deformovatelnost levé nohy bez ohledu na to, zda se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku nebo probanda či probandku s pravou nebo levou odrazovou nohou. Z této skutečnosti tedy plyne, že je nutné provádět měření pro pravou i levou nohu.

Dále měření prokázala, že lidská noha je snadno deformovatelná část lidského těla, zejména je-li toto zjištění srovnáváno s nošením užší a menší obuvi. Tato skutečnost nebyla doposud dostatečně studována ani z hlediska vlivu na změny funkčního chování, či z hlediska zdravotní nezávadnosti obouvání. Naopak, v době vzniku univerzálních systémů číslování obuvi se předpokládalo, že zúžení/rozšíření vnitřních prostor obuvi o 6 mm (= jedné šířkové skupině) se musí projevit v subjektivním vnímání jako zlepšení/zhoršení tlakového komfortu.

Toto konstatování by na straně druhé vysvětlovalo, proč se i přes teoreticky doporučovanou potřebou – vyrábět obuv ve více šířkách – nikdy v dostatečném rozsahu neujalo, nebo jinými slovy, proč se většina obuvi vyrábí pouze v jedné šířkové skupině a všichni lidé jsou si schopni vybrat „vhodnou“ obuv.

Další komplikace spočívá v tom, že během uzavřených trhů (tj. v době před globalizací a v situacích, kdy objemy importované obuvi činily zanedbatelnou část z prodávaného zboží) se výrobci obuvi nedokázali shodnout na jednotných pravidlech konstrukce kopyta, především konstrukce napínacích stélek.

To umožňovalo změnu priorit a cílů velkoobchodu obuví a zaměřovat se především na obuv, která se dobře prodává. Vysoké schopnosti nohou tvarově se přizpůsobovat módním tvarům obuvi využívají designéři a výrobci obuvi bez ohledu na to, do jaké míry je tato obuv nevhodná, případně nebezpečná.

K tomu přispívá skutečnost, že deformační vlastnosti nohou nebyly doposud dostatečně studovány a popsány. Schází např. studie, které by se zabývaly mírou tlaku obuvi na nohu nebo přípustnou mírou deformace nohou apod., a proto je třeba se problematice deformačního chování nohou i nadále věnovat.

6 ZÁVĚR

Hlavní cílem práce bylo vytvořit metodiku pro měření na zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla. Pomocí zařízení pro měření deformovatelnosti chodidla byla zjišťována závislost deformace obvodu nohy v místě metatarsophalangeálního skloubení v závislosti na síle, kterou byla utahována páska. U každého probanda byla měřena zvlášť pravá a levá noha, protože na tomto přístroji lze provádět pouze jedno měření pro každou nohu. Současně bylo při měření dbáno na to, aby byla vždy měřena nejdříve pravá noha a poté levá noha. Pokud bylo utahování obvodu nohy pro probanda bolestivé nebo jej nešlo ze zdravotních důvodů dokončit, nebyl tento proband dále měřen a nebyl ani zahrnut do výzkumu. U probandů byl měřicí cyklus aplikované síly stanoven od 0 do 80 N a u probandek od 0 do 60 N, především z důvodu toho, že probandky citlivěji reagovaly na utahování nohy. Deformovatelnost nohy byla vyjádřena směrnici přímky vycházející ze závislosti deformace nohy na aplikované síle. Deformace se u jednotlivých probandů lišila, což je ovlivněno především individualitou jednotlivých nohou a dále také např. věkem, pohlavím a tělesnou konstitucí probanda.

Bylo zjištěno, že lidská noha u zdravého jedince je dostatečně krátkodobě deformovatelná a vydrží poměrně velkou zátěž. U probandů zátěž činila až 80 N (8 kg), kde u pravé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 15 mm, což odpovídá více než dvěma obvodovým skupinám nohy a u levé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 12 mm, tedy o dvě obvodové skupiny. Nižší zátěž až 60 N (6 kg) byla zaznamenána u probandek, přičemž u pravé nohy se obvod prstních kloubů zmenšil o 11 mm a u levé nohy o 10 mm, což se téměř přibližuje zmenšení o dvě obvodové skupiny.

Dále bylo zjištěno, že pravá a levá noha se liší, tedy deformovatelnost pravé nohy je vždy vyšší než deformovatelnost levé nohy bez ohledu na to, zda se jedná o pravorukého nebo levorukého probanda či probandku nebo probanda či probandku s pravou nebo levou odrazovou nohou. Překvapivým výsledkem bylo, že pravá noha měla vyšší deformovatelnost nohy než levá a to ve všech případech. Domnívali jsme se, že rozdíl by mohl být vysvětlen způsobem měření, kdy nejprve byla změřena pravá noha a poté levá noha. Tedy proband mohl být již připraven na to, co ho čeká a levou nohu mohl mít již nevědomky lehce rigidnější (ztuhnutou). Abychom si tuto hypotézu ověřili, tak jsme provedli doplňkové měření, kde bylo změřeno 10 probandů a nejdříve byla změřena levá

noha a poté pravá noha. Bylo zjištěno, že opět pravá noha měla vyšší deformovatelnost než levá noha. Ovšem tento výsledek je vzhledem k nízkému počtu probandů statisticky neprůkazný. Proto je důležité, aby tato problematika byla i nadále studována.

Dalším cílem bylo zjistit, zda existovala korelace mezi charakteristikami nohy a její deformovatelností.

Pomocí korelačního koeficientu bylo otestováno, zda existovala korelace mezi indexem plochonoží vyhodnocený podle Chippaux-Šmiřáka a vyhodnocený podle Clarkova úhlu a deformovatelnosti nohy probandů a probandek. Bylo zjištěno, že u probandů s rostoucím indexem plochonoží podle Chippaux-Šmiřáka rostla i deformovatelnost pravé a levé nohy, kde je tento vzestup statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05. I když byla tato závislost statisticky průkazná, tak je vzhledem k nízkému korelačnímu koeficientu velmi slabá. U probandek s rostoucím indexem plochonoží rostla také i nepatrně deformovatelnost nohy, ale tento vzestup není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05. Dále bylo zjištěno, že u probandů s rostoucím indexem plochonoží podle Clarkova úhlu nepatrně klesala deformovatelnost pravé a levé nohy, ovšem ani tento pokles není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05. U probandek s rostoucím indexem plochonoží podle Clarkova úhlu mírně rostla i deformovatelnost pravé a levé nohy, ale tento vzestup není statisticky průkazný na hladině významnosti 0,05.

Očekávali jsme, že se objeví závislost, že čím je noha větší a má širší obvod, tak tím by se při stejné síle měla více noha deformovat. Bylo testováno, zda se projeví závislost deformovatelnosti pravé a levé nohy na přímé délce chodidla, na obvodu prstních kloubů zatížené nohy a také na indexu obvodu prstních kloubů zatížené nohy a přímé délky chodidla probandů a probandek. Toto tvrzení však nebylo potvrzeno jak u probandů, tak i probandek, jelikož testovací kritérium bylo menší než kritická hodnota na hladině významnosti 0,05.

Ze zkoušky tažnosti (protažení), kde se srovnávala deformovatelnost nohy a deformovatelnost materiálu usně vyplynulo, že deformovatelnost naměřených usní (hovězina, skopovice a kozina) byla vyšší než deformovatelnost nohou probandů a probandek. Je tedy zřejmé, že deformovatelnost obuvi se výrazně podílí na celkovém přizpůsobování rozměrů obuvi a nohy a to i v případě, že uvažujeme jen krátkodobou pružnou deformaci a nezapočítáváme dlouhodobou plastickou deformaci, kdy se obuv přizpůsobuje noze při delším nošení.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] AMIN, T., HATZINAKOS, D. Determinants in Human Gait Recognition. *Journal of Information Security*. 2012, vol. 3, p. 77-85.
- [2] HLAVÁČEK, P. Demografické změny v České republice a jejich význam na obouvaní. *Pohybové ústrojí*. 2005, vol. 11, s. 125-126.
- [3] KLEMENTA, J. *Somatologie a antropologie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981. 502 s.
- [4] DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. 1. vydání. Praha: Avicenum, 1989. 285 s. ISBN 08-082-89.
- [5] TOPPISCHOVÁ, M. ŠNOPLOVÁ, A. Funkce nohy. *Bolest*. 2008, roč. 11, č. 2, s. 109-111. ISSN 1212-0634.
- [6] VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [7] *Pain Management Health Center* [online]. WebMD, ©2005-2015 [cit. 2011-12-06]
Dostupný z: <http://www.webmd.com/pain-management/picture-of-the-feet>
- [8] BORRELLI, J., DE, S., VANPELT, M. Fracture of the Cuboid. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2012, vol. 20, no. 7, p. 472-477.
- [9] MATHESUL, AA., SONAWANE, DV., CHOUHAN, VK. Isolated Tarsal Navicular Fracture Dislocation: A Case Report. *Foot Ankle Specialist*. 2012, vol. 5, no. 3, p. 185-187.
- [10] MIERSCH, D., WILD, M., JUNGBLUTH, P., BETSCH, M., WINDOLF, J., HAKIMI, M. A Transcuneiform Fracture - Dislocation of the Midfoot. *Foot (Edinb.)*. 2011, vol. 21, no. 1, p. 45-47.
- [11] *Bones of the Foot* [online]. Bernard Dery, ©2005-2011 [cit. 2011-12-07].
Dostupný z: http://www.infovisual.info/03/031_en.html
- [12] LEVOVÁ, L. *Léčebně – rehabilitační plán a postup po úrazech bérce, hlezna a nohy*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra fyzioterapie a RHB.

- [13] BARONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vydání. Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
- [14] *Sesamoiditis Overview* [online]. WordPress [cit. 2011-19-07].
Dostupný z: <http://sesamoiditis.net/>
- [15] RICHTER, M. Fracture of the Forefoot. *Unfallchirurg*. 2011, vol. 114, no. 10, p. 877-882.
- [16] FANSA, AM., SMYTH, NH., MURAWSKI, CD., KENNEDY, JG. The Lateral Dorsal Cutaneous Branch of the Sural Nerve: Clinical Importance of the Surgical Approach to Proximal Fifth Metatarsal Fracture Fixation. *American Journal of Sports Medicine*. 2012, vol. 40, no. 8, p. 1895-1898.
- [17] LARSEN, CH. *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání, 2005. 155 s. ISBN 80-86606-38-4.
- [18] *Frequently Asked Questions about Plantar Fasciitis and Heel Pain Causes* [online]. MicroSuedeXG, ©2015 [cit. 2012-26-03]. Dostupný z: <http://www.footworks.net/faq-about-plantar-fasciitis/>
- [19] *Arch Pain* [online]. RelayHealth, ©2007 [cit. 2012-28-03]. Dostupný z: <http://media.summitmedicalgroup.com/media/db/relayhealth-images/archpain.jpg>
- [20] VELÉ, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vydání. Praha: Avicenum, 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5.
- [21] ROKYTA, R., ŠŤASTNÝ F. *Struktura lidského těla*. 1. vydání. Praha: Tigris, 2002. 175 s. ISBN 80-900130-2-3.
- [22] ROOT, ML. Biomechanical Examination of the Foot. *Journal of American Podiatry Association*. 1973, vol. 63, no. 1, p. 28-29.
- [23] *The Arches of Foot* [online]. ClydeNet [cit. 2012-21-05].
Dostupný z: <http://www.gla.ac.uk/t4/~fbls/files/fab/tutorial/anatomy/arch1.html>
- [24] FOLTÝNOVÁ, B. *Deformační odezvy nohy a parametry obuvi u hráčů fotbalu*. Zlín, 2011. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [25] KILBERG, S. *Five Foot Problems Caused by Flat Foot* [online]. SparkNet, ©2015 [cit. 2013-01-15]. Dostupný z: <http://ezinearticles.com/?Five-Foot-Problems-Caused-by-Flat-Feet&id=3744822>

- [26] Základní typy plantárních otisků chodidla. *Kamzik.cz* [online]. Sport KAMZÍK, ©2008 - 2015 [cit. 2012-05-09]. Dostupný z: <http://www.kamzik.cz/boty/vlozky-do-bot/>
- [27] RADL, R., FUHRMANN, G., MAAFE, M., KRIFTER, RM. Hindfoot Valgus. Diagnosis and Therapy of Flatfoot. *Orthopade*. 2012, vol. 41, no. 4, p. 313-324.
- [28] AMINIAN, A., SANGEORZAN, BJ. The Anatomy of Cavus Foot Deformity. *Foot and Ankle*. 2008, vol. 13, no. 2, p. 191-192.
- [29] Časté potíže - Ploché nohy [online]. Navrcholu.cz, ©1998-2015 [cit. 2012-12-16]. Dostupný z: http://www.dostry.cz/podrobne/potize_ploche_nohy.htm
- [30] Ploché nohy – Příčiny a následky deformit nohou [online]. Ortopedica s.r.o., ©2000-2015 [cit. 2012-12-19]. Dostupný z: <http://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>
- [31] Plochá noha [online]. Svorto.cz s.r.o., ©2009 [cit. 2012-12-20]. Dostupný z : <http://www.ortopedicke-pomucky.eu/vlozky-do-bot-plocha-noha>
- [32] KOGLER, GF., SOLOMONIDIS, SE., PAUL, JP.: Biomechanics of Longitudinal Arch Support Mechanism in Foot Orthoses and then Effect on Planta Aponeurosis Strain. *Clinical Biomechanics*. 1996, vol. 11, no. 5, p. 243-252.
- [33] ŠIBOVÁ, B. *Studie obouvání a zdravotního stavu nohou diabetiku v České republice, Bulharsku, Mongolsku a Číně*. Zlín, 2006. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [34] ŠENKÝŘ, J. *Diagnostika stavu nožní klenby u judistů*. Brno, 2011. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Fakulta sportovních studií, Katedra kineziologie.
- [35] LEE, WE. Podiatric Biomechanics: An Historical Appraisal and Discussion of the Root Model as a Clinical System of Approach in the Present Context of Theoretical Uncertainty. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. 2001, vol. 18, no. 4, p. 555-684.
- [36] DÝLEVSKÝ, I., JEŽEK, P. *Základy kineziologie* [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupný z: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/7a5a1.htm>
- [37] *Zdroj obrázků* [online]. Primal Pictures Limited, ©2015 [cit. 2013-06-11]. Dostupný z: <http://www.primalpictures.com/Home.aspx>
- [38] ALVIN, I., GORE, MD., JEANNE, P., SPENCER, MD. The Newborn Foot. *American Family Physician*. 2004, vol. 69, no. 4, p. 865-872.

- [39] RAMMELT, S., ZWIPP, H., SCHNEIDER, W., HEINECK, J. Anatomic Reconstruction of Malunited Chopart Joint Injuries. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*. 2010, vol. 36, no. 3, p. 196-205.
- [40] *Definition: Cuneocuboid Joint* [online]. MediLexicon International Ltd, ©2004-2015 [cit. 2013-06-27].
Dostupný z: <http://www.medilexicon.com/medicaldictionary.php?t=46334>
- [41] GARCIA, CA., HOFFMAN, SL., HASTINGS, MK., KLAESNER, JW., MUELLER, MJ. Effect of Metatarsal Phalangeal Joint Extension on Planta Soft Tissue Stiffness and Thickness. *Foot (Edinb.)*. 2008, vol. 18, no. 2, p. 61-67.
- [42] STROPEK, S., DVORÁK, M. Artroskopická léčba syndromu plantární ostruhy. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2008, vol. 75, p. 363-368.
- [43] *Svaly dolní končetiny* [online]. © realizační tým Interaktivních svalových tabulek [cit. 2013-07-09]. Dostupný z: <http://www.physiotherapy.cz/im/svaly-dolni-koncetiny/>
- [44] *What is the Extensor digitorum brevis?* [online]. Conjecture Corporation, ©2003-2015 [cit. 2013-07-29]. Dostupný z: <http://www.wisegeek.com/what-is-the-extensor-digitorum-brevis.htm>
- [45] MANDREKAS, AD., ZAMBACOS, GJ., GRIVAS, TM. The extensor digitorum brevis muscle flap for the reconstruction of soft tissue defects in the lower limb. *European Journal of Plastic Surgery*. 1995, vol. 18, no. 2, p. 82-84.
- [46] DEL SOL, M., OLAVE, E., GABRIELLI, C. MANDIOLA, E., PRATES, JC. Innervation of the Abductor Digiti Minimi Muscle of the Human Foot: Anatomical Basis of the Entrapment of the Abductor Digiti Minimi Nerve. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2002, vol. 24, no. 1, p. 18-22.
- [47] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 2., upravené a rozšířené vydání. Praha: Grada, 1996. 489 s. ISBN 80-7169-311-1.
- [48] RADEMAKER, J., ROSENBERG, ZS., DELFAUT, EM., CHEUNG, YY., SCHWEITZER, ME. Tear of the Peroneus Longus Tendon: MR Imaging Features in Nine Patients. *Radiology*. 2000, vol. 244, no. 3, p. 700-704.
- [49] BÍNOVÁ, R. *Informovanost veřejnosti o problematice melanomu kůže*. Pardubice, 2008. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta zdravotnických studií, Katedra ošetřovatelství.

- [50] KREJSOVÁ, K. *Prevence vzniku dekubitů na jednotkách intenzivní péče*. Brno, 2007. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra ošetrovatelství.
- [51] ŠIBOVÁ, B., HLAVÁČEK, P. Studie obouvání a zdravotního stavu nohou diabetiků v České republice, Bulharsku, Mongolsku a Číně. *Slovenská antropológia, Bulletin slovenskej antropologickej spoločnosti pri slovenskej akadémii vied*. Bratislava: Slovenská technická univerzita. 2007, roč. 10, č. 1, s. 146-150. ISSN 1336-5827
- [52] ŠIBOVÁ, B., HLAVÁČEK, P., KOCOUREK, R. Comparison of Foot Deformities and Diseases of Diabetics in Bulgaria, China and the Czech Republic. *The 3rd World Congress on Controversies to Consensus in Diabetes, Obesity and Hypertension. May 13-May 16, 2010, Prague, Czech Republic*.
- [53] HEGROVÁ, V. *Vliv obuvnických materiálů a konstrukce obuvi na zdravý vývoj dětských nohou*. Zlín, 2001. Disertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav technologie bílkovin a kůže.
- [54] KOSTELNÍKOVÁ, L. *Problematika změn distribuce tlaku nohy na stélku obuvi skupiny obézních dětí*. Zlín, 2006. Disertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [55] ČERNEKOVÁ, M. *Optimalizace profylaktických účinků speciální obuvi pro diabetiky*. Zlín, 2001. Dizertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav technologie bílkovin a kůže.
- [56] ZICK, R., BROCKHAUS, KE. *Diabetes Mellitus: Fussfibel: Leifaden für Hausärzte*. Mainz: Kirchheim, 1999. 79 s. ISBN 3-87409-285-2.
- [57] GAJEWSKI, R. *Problematic of Footwear for Pregnant Women*. Zlín, 2009. Doctoral Thesis. Tomas Bata University in Zlín, Faculty of Technology, Department of Physics and Materials Engineering.
- [58] ŠIBOVÁ B., HLAVÁČEK, P., BAĐUROVÁ, J. Contribution to the problem of the tensile load deformation course of the metatarsal joints. *18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC). September 17-September 19, 2009, London, United Kingdom*.

- [59] HLAVÁČEK P., ŠIBOVÁ, B. Rozměrové deformace nohou stažením a jejich vliv na změny lokálních tlaků na plantě nohou při chůzi. 14. Kubátův podologický den. *Pohybové ústrojí – pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. 2009, roč. 16, s. 130-134. ISSN 1212-4575.
- [60] ŠIBOVÁ, B. *Tvarové změny nohou a možnosti jejich ovlivňování obuví*. Zlín, 2011. Pojednání ke státní doktorské zkoušce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [61] LEČÍK, F. *Obuvnické modelářství*. 1. vydání. Zlín: Učební texty vysokých škol, 2002. 122 s. ISBN 80-7318-068-5.
- [62] *Technická ortopedie Orco* [online]. Flash-I-Net, ©2004 [cit. 2014-02-09].
Dostupný z: http://www.orcozlin.cz/tab_mer.htm
- [63] KOCOUREK, R. *Problematika tlumení nášlapných sil spodkovými dílci obuvi*. Zlín, 2012. Dizertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [64] SVAČINA, Š. *Prevence diabetu*. 1. vydání. Praha: Galén, 2003. 113 s. ISBN 80-7262-165-3.
- [65] MANN, I. A Comparative Study of Foot Dimension Between Adult Male and Female and Evaluation of Foot Hazards Due to Using of Footwear. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*. 2001, vol. 20, no. 4, p. 241-246.
- [66] DE CASTRO, PA., REBELATTO, JR., AURICHIO, TR. The Relationship Between Wearing Incorrectly Sized Shoes and Foot Dimensions, Foot Pain, and Diabetes. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2010, vol. 19, no. 2, p. 214-225.
- [67] MCINNES, AD., HASHMI, F., FARNDON, LJ., CHURCH, A., HALEY M., SANGER, DM., VERNON, W. Comparison of Shoe-Length Fit Between People with and without Diabetic Peripheral Neuropathy: A Case-Control Study. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2012, vol. 5, p. 9.
- [68] WADE, NJ. Divided Hemisphere. *Cortex*. 2011, vol. 47, no. 6, p. 633-634.
- [69] GABBARD, C., HART, S. A Question of Foot Dominance. *Journal of General Psychology*. 1996, vol. 123, no. 4, p. 289-296.
- [70] KOUKOLÍK, F. *Lidský mozek*. 3., přepracované a doplněné vydání. Praha: Galén, 2012. 400 s. ISBN 978-80-7262-771-4.

- [71] CHRISTMAN, SD. Handedness. *Encyclopedia of Human Behavior (Second Edition)*. 2012, p. 290-296.
- [72] LAVRYSEN, A., HEREMANS, E., PEETERS, R., WENDEROTH, N., FEYS, P., SWINNEN, SP., HELSEN, WF. Hemispheric Asymmetries in Goal-Directed Hand Movements Are Independent Ofhand Preference. *NeuroImage*. 2012, vol. 62, no. 3, p. 1815-1824.
- [73] PUD, D., GOLAN, Y., PESTA, R. Hand Dominancy – A Feature Affecting Sensitivity to Pain. *Neuroscience Letters*. 2009, vol. 467, no. 3, p. 237-240.
- [74] BARUT, C., OZER, CM., SEVINC, O., GUMUS, M., YUNTEN, Z. Relationships Between Hand and Foot Preferences. *International Journal of Neuroscience*. 2007, vol. 117, no. 2, p. 177-185.
- [75] SUNTNOORE, D., KARADDI, S., BABLADI, P., MUGADLIMATH, A., GARAMPALLI, S., SANTOSH, S. To Study Determination of Height by Foot Length in Females. *International Journal of Current Research and Review*. 2013, vol. 5, no. 16, p. 15.
- [76] PETERS, M. Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuro-Psychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin*. 1988, vol. 103, no. 2, p. 179-192.
- [77] CHIBBER, SR., SINGH, I. Asymmetry in Muscle and Bone Weight in the Lower Limb of Human Foetuses. *Journal of the Anatomical Society of India*. 1972, vol. 21, p. 9-33.
- [78] LEVY, J., LEVY, JM. Human Lateralization from Head to Foot: Sex-Related Factors. *Science*. 1978, vol. 200, no. 4347, p. 1291-1292.
- [79] POMERANTZ, AP., HARRIS, L. Are There Sex-Related Asymmetries in Foot Size? *Percept Motor Skill*. 1980, vol. 51, p. 675-678.
- [80] SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H. Symmetry and Limb Dominance in Able-bodied Gait: a Review. *Gait and Posture*. 2000, vol. 12, no. 1, p. 34-45.
- [81] RISKOWSKI, JL., HAGEDORN, TJ., DUFOUR, AB., HANNAN, MT. Functional Foot Symmetry and its Relation to Lower Extremity Physical Performance in Older Adults: The Framingham Foot Study. *Journal of Biomechanics*. 2012, vol. 45, p. 1796-1802.

- [82] EXNER, R. *Technické předměty z usní*. 1. vydání. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1956. 223 s.
- [83] PRACHAŘ, Z. *Změny pevnosti kožní hmoty v závislosti na způsobu činění*. Zlín, 2004. Bakalářská práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Inženýrství a hygiena obouvaní.
- [84] ČSN 79 5600 *Obuv - požadavky a metody zkoušení*. Praha: Český normalizační institut, leden 2005.
- [85] ČSN EN ISO 3376 (79 3820) *Usně - Fyzikální a mechanické zkoušky - Stanovení pevnosti v tahu a prodloužení*. 3. vyd. Praha: ÚNMZ, květen 2012.
- [86] SCHINDLEROVÁ, N. *Základní antropometrické znaky nohou gerontů v České republice*. Zlín, 2011. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav fyziky a materiálového inženýrství.
- [87] HLAVÁČEK, P.: Soukromé sdělení
- [88] ČSN EN ISO 2418 (79 3801) *Usně - Chemické, fyzikální a mechanické zkoušky a zkoušky stálosti - Místo odběru vzorků*. Praha: ÚNMZ, červenec 2003.
- [89] ČSN EN ISO 2419 (79 3802) *Usně - Fyzikální a mechanické zkoušky - Příprava vzorků a kondicionování*. Praha: ÚNMZ, srpen 2012.
- [90] UNIVERZITA TOMÁŠE BATI VE ZLÍNĚ. *Zařízení pro měření obvodové deformace stlačitelných těles, zejména chodidel, v závislosti na zatížení* [online]. Vynálezce: Petr Smolka, Martina Chmelařová, Petr Hlaváček, Václav Gřešák, Antonín Minařík. Přihl. 18.07.2011. MPT: A 61 B 5/107, A 43 D 1/02, G 01 B 5/02, G 06 F 3/00. Čís. patentu 2011-24613. Úřad průmyslového vlastnictví [cit. 2014-02-06].
Dostupný z: <http://isdv.upv.cz/portal/pls/portal/portlets.pts.det?xprim=1692791&lan=cs>
- [91] MELOUN, M., MILITSKÝ, J. *Statická analýza experimentálních dat*. 2. vydání, upravené a rozšířené. Praha: Academia, nakladatelství Akademie věd České republiky, 2004. 941 s. ISBN 80-200-1254-0.
- [92] ČERVOVÁ, L. *SPSS Base 13.0 příkazy a možnosti*. Praha: Centrum výuky SPSS.

8 SEZNAM AKTIVIT A PUBLIKACÍ

Práce publikovaná ve vědeckém sborníku v českém jazyce

HLAVÁČEK P., ŠIBOVÁ, B. Rozměrové deformace nohou stažením a jejich vliv na změny lokálních tlaků na plantě nohou při chůzi. 14. Kubátův podologický den. *Pohybové ústrojí – pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. 2009, roč. 16, s. 130-134. ISSN 1212-4575.

Příspěvky na mezinárodních kongresech, symposiích a významných konferencích

ŠIBOVÁ B., HLAVÁČEK P. Study of the Shod Feet of Type 2 Diabetics in Relation to their Footwear. *VII. Meeting of the DFSG. September 11-September 14, 2008, Il Ciocco, Castelvechio Pascoli*.

ŠIBOVÁ B., HLAVÁČEK, P., BAĐUROVÁ, J. Contribution to the problem of the tensile load deformation course of the metatarsal joints. *18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC). September 17-September 19, 2009, London, United Kingdom*.

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. *18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC). September 17-September 19, 2009, London, United Kingdom*.

ŠIBOVÁ, B., HLAVÁČEK, J., KOCOUREK, R. Comparison of Foot Deformities and Diseases of Diabetics in Bulgaria, China and the Czech Republic. *The 3rd World Congress on Controversies to Consensus in Diabetes, Obesity and Hypertension. May 13-May 16, 2010, Prague, Czech Republic.*

Příspěvky na národních i mezinárodních konferencích v českém nebo slovenském jazyce

ŠIBOVÁ, B., HLAVÁČEK, P. Studie obouvání a zdravotního stavu nohou diabetiků v České republice, Bulharsku, Mongolsku a Číně. *Slovenská antropológia, Bulletin slovenskej antropologickej spoločnosti pri slovenskej akadémii vied.* Bratislava: Slovenská technická univerzita. 2007, roč. 10, č. 1, s. 146-150. ISSN 1336-5827.

9 CURRICULUM VITAE

OSOBNÍ ÚDAJE

Titul, jméno, příjmení: **Ing. Barbora Šibová**
Datum a místo narození: **16. 12. 1981, Havířov**
Národnost: **Česká**
Rodinný stav: **Svobodná**
Trvalé bydliště: **Soběšovice 264, okr. Frýdek – Místek 739 38**
Telefonní číslo: **420 776 676 770**
E-mail: **barbora.sibova@gmail.com**

VZDĚLÁNÍ

2007 – současnost **Doktorské studium na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně**
Podrobnosti: Fakulta technologická
Program: Chemie a technologie materiálů
Obor: Technologie makromolekulárních látek
Disertační práce: Tvarové změny nohou a možnosti jejich ovlivňování obuvi

2005 – 2007 **Navazující magisterské studium na Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně**
Podrobnosti: Fakulta technologická
Program: Chemie a technologie materiálů
Obor: Inženýrství a hygiena obouvaní
Diplomová práce: Studie obouvaní a zdravotního stavu nohou diabetiků v České republice, Bulharsku, Mongolsku a Číně
Dosažený titul: Inženýr – Ing.

2001 – 2005 **Bakalářské studium na Vyšší odborné škole ekonomické ve Zlíně**
Podrobnosti: Fakulta technologická
Program: Chemie a technologie materiálů
Obor: Obuvnická technologie
Bakalářská práce: Uvedení nové značky obuvi na český trh
Dosažený titul: Bakalář – Bc.

- 1997 - 2001** Střední průmyslová škola kožařská ve Zlíně
- Podrobnosti: Maturita: z českého jazyka a literatury, z německého jazyka, z odborných předmětů, z praktické zkoušky
Zakončení: Maturitní zkouška
- PRAXE**
- 11/2011 – současnost** Schätzle Shoes CZ, s.r.o., Třída Tomáše Bati 1721, Otrokovice, 76502
- Pracovní pozice: Vedoucí technické konstrukce obuvi
- Podrobnosti: Vedení týmu modelářů, organizace práce, kontrola práce, komunikace se zákazníky.
- 06/2010 – 10/2011** D.P.K., tř. T. Bati 180, Zlín
- Podrobnosti: Poradenství a péče o zákazníky, měření nohou pomocí plantografu, nabízení ortopedických pomůcek
- 09/2007 – 09/2011** Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Nad Stráněmi 4511, Zlín, 760 05
- Pracovní pozice: Výzkumný pracovník
- Podrobnosti: Výzkumná práce, práce v týmu, přinášení nových nápadů, účast na národních a mezinárodních konferencích, publikace ve vědeckých a konferenčních časopisech v českém a anglickém jazyce.
- 04/2008 – 07/2008** Hanák nábytek, Tř. Tomáše Bati, Zlín, 760 01
- Pracovní pozice: Asistentka prodeje
- Podrobnosti: Komunikace se zákazníkem, práce na PC (MS Word, Excel, internet)
- 11/2006 – 01/2007** ECM Facility a.s., Na Strži 1702/65, Praha 4
- Pracovní pozice: Pasportizace objektů
- Podrobnosti: Vkládání, doplnění, kontrola správnosti a odpovědnosti za uložená data v SW pro evidenci nemovitostí ZK.

- Členství, certifikace:** ESMAC London 2009, 18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children, 17. – 19. září 2009.
DFSG, Castelvechio Pascoli, Italy, VII. Diabetic Foot Study Group of EASD, 11. – 14. září 2008
- Studijní pobyt:** Technische Universität in Chemnitz, Fakultät für Maschinenbau – Sportgerätetechnik, Deutschland
- Podrobnosti:** Délka pobytu: 10.1 – 7. 2. 2011
Vyhodnocování výsledků disertační práce na téma: Tvarové změny nohou a možnosti jejich ovlivňování obuví.
- Kurz:** Letní kurz: Solar Heating Technology, Sweden, Falkenberg, 17. – 28. 8. 2009, zakončeno certifikátem.

ZNALOSTI A DOVEDNOSTI

- Jazykové znalosti:** Anglický jazyk: středně pokročilá znalost, snaha o zdokonalování úrovně
Německý jazyk: mírně pokročilá znalost, snaha o zdokonalování úrovně
Ruský jazyk: začátečník, snaha o zdokonalování úrovně
- Počítačové znalosti:** MS Word, MS Excel, MS PowerPoint, Internet

REFERENCE

- Jméno, příjmení:** **Doc. RNDr. Petr Ponížil, Ph.D.,**
zástupce ředitele Ústavu fyziky a materiálového inženýrství a proděkan pro pedagogickou činnost bakalářského studia. Fakulta technologické, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně.
Email: ponizil@ft.utb.cz

10 SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA PI: Formulář naměřených hodnot

PŘÍLOHA PII: Závislost deformace obvodu probandů na síle

PŘÍLOHA PIII: Závislost deformace obvodu probandek na síle

PŘÍLOHA PIV: Závislost maximální deformace obvodu nohy probandů na síle

PŘÍLOHA PV: Závislost maximální deformace obvodu nohy probandek na síle

PŘÍLOHA PVI: Seznam deformovatelnosti nohou probandů

PŘÍLOHA PVII: Seznam deformovatelnosti nohou probandek

Kalibrační křivka levé nohy								
Síla [N]	10	20	30	40	50	60	70	80
Deformace OPK – zk [mm]								
Deformace OPK – [mm]								

Max deformace pravé nohy:

Max deformace levé nohy:

Poznámky:

**PŘÍLOHA P II: ZÁVISLOST DEFORMACE OBVODU NOHOU
PROBANDŮ NA SÍLE**

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P01	10	4	4
	20	7	5
	30	9	8
	40	11	10
	50	12	11
	60	14	12
	70	15	13
	80	18	14
P02	10	3	0
	20	5	2
	30	8	5
	40	11	7
	50	12	9
	60	15	12
	70	16	14
	80	19	17
P03	10	3	2
	20	6	6
	30	9	7
	40	11	9
	50	12	11
	60	13	14
	70	16	16
	80	19	17
P04	10	4	5
	20	9	6
	30	11	9
	40	15	11
	50	17	13
	60	19	14
	70	21	15
	80	24	17

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P05	10	1	3
	20	5	5
	30	9	6
	40	12	7
	50	14	8
	60	15	9
	70	17	11
	80	21	13
P06	10	3	2
	20	6	5
	30	8	6
	40	10	10
	50	12	13
	60	14	14
	70	15	15
	80	17	16
P07	10	2	4
	20	3	5
	30	5	6
	40	7	8
	50	9	10
	60	10	12
	70	12	13
	80	14	14
P08	10	4	2
	20	6	3
	30	9	6
	40	12	7
	50	13	9
	60	15	10
	70	16	11
	80	19	12
P09	10	4	5
	20	5	7
	30	9	8
	40	10	10
	50	13	13
	60	15	14
	70	16	16
	80	17	17

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P10	10	9	3
	20	12	6
	30	15	7
	40	18	10
	50	19	11
	60	20	12
	70	21	13
	80	24	14
P11	10	3	7
	20	6	9
	30	10	13
	40	12	14
	50	15	17
	60	19	18
	70	21	19
	80	22	20
P12	10	7	9
	20	9	11
	30	10	14
	40	13	16
	50	16	18
	60	18	19
	70	19	20
	80	20	21
P13	10	2	3
	20	4	5
	30	7	6
	40	9	8
	50	10	10
	60	11	13
	70	13	15
	80	15	16
P14	10	3	4
	20	5	6
	30	8	7
	40	9	10
	50	11	12
	60	12	13
	70	14	14
	80	16	15

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P15	10	5	5
	20	7	7
	30	10	8
	40	12	9
	50	14	11
	60	16	12
	70	18	14
	80	20	16
P16	10	2	2
	20	5	5
	30	6	7
	40	8	9
	50	10	11
	60	12	14
	70	14	15
	80	16	17
P17	10	3	4
	20	7	6
	30	9	8
	40	11	10
	50	13	13
	60	16	16
	70	18	18
	80	19	20
P18	10	3	1
	20	6	2
	30	10	4
	40	12	5
	50	14	6
	60	16	8
	70	18	9
	80	20	10
P19	10	3	3
	20	5	5
	30	7	7
	40	9	8
	50	12	10
	60	14	11
	70	15	13
	80	16	14

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P20	10	1	1
	20	2	2
	30	4	3
	40	6	4
	50	7	6
	60	8	7
	70	10	9
	80	11	10
P21	10	3	1
	20	6	2
	30	10	4
	40	12	5
	50	14	6
	60	17	9
	70	20	10
	80	22	12
P22	10	2	3
	20	4	6
	30	7	8
	40	10	10
	50	11	11
	60	14	13
	70	16	15
	80	18	18
P23	10	3	2
	20	5	3
	30	7	4
	40	9	5
	50	11	6
	60	13	7
	70	15	8
	80	17	9
P24	10	4	4
	20	6	5
	30	8	6
	40	10	7
	50	12	8
	60	14	9
	70	15	10
	80	18	11

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P25	10	3	3
	20	5	6
	30	7	8
	40	9	9
	50	10	11
	60	11	12
	70	12	13
	80	14	15
P26	10	2	4
	20	5	7
	30	8	9
	40	9	11
	50	11	13
	60	14	15
	70	15	18
	80	17	19
P27	10	2	3
	20	4	5
	30	6	7
	40	8	9
	50	12	11
	60	14	12
	70	16	13
	80	17	15
P28	10	2	2
	20	4	4
	30	6	6
	40	8	7
	50	10	8
	60	12	10
	70	13	12
	80	14	13
P29	10	3	2
	20	5	5
	30	9	7
	40	11	9
	50	13	11
	60	15	12
	70	17	14
	80	19	16

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P30	10	3	2
	20	6	3
	30	8	4
	40	9	5
	50	10	7
	60	12	8
	70	13	9
	80	14	10
P31	10	2	2
	20	5	4
	30	7	5
	40	10	7
	50	11	8
	60	13	9
	70	15	10
	80	17	11
P32	10	2	2
	20	4	4
	30	6	6
	40	9	7
	50	10	8
	60	11	9
	70	12	10
	80	13	11
P33	10	1	3
	20	3	4
	30	5	6
	40	7	8
	50	9	10
	60	10	11
	70	11	13
	80	12	15
P34	10	2	4
	20	5	5
	30	6	6
	40	8	8
	50	10	10
	60	12	12
	70	14	13
	80	15	15

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P35	10	2	2
	20	4	4
	30	6	6
	40	8	7
	50	10	8
	60	11	10
	70	13	11
	80	14	12
P36	10	4	2
	20	7	4
	30	11	6
	40	13	8
	50	16	10
	60	18	11
	70	21	12
	80	23	14
P37	10	4	2
	20	6	5
	30	8	7
	40	9	9
	50	11	11
	60	12	13
	70	14	15
	80	16	17
P38	10	5	4
	20	8	5
	30	11	6
	40	15	8
	50	18	10
	60	19	11
	70	21	12
	80	23	14
P39	10	3	2
	20	6	3
	30	8	6
	40	9	9
	50	10	11
	60	12	14
	70	15	16
	80	16	18

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P40	10	3	1
	20	6	3
	30	9	5
	40	11	7
	50	13	10
	60	15	13
	70	17	16
	80	18	19
P41	10	4	1
	20	7	3
	30	10	5
	40	12	6
	50	14	8
	60	16	10
	70	18	11
	80	19	13
P42	10	3	2
	20	5	4
	30	7	6
	40	9	7
	50	11	9
	60	13	10
	70	15	11
	80	17	14
P43	10	4	2
	20	6	4
	30	8	6
	40	9	8
	50	11	10
	60	14	11
	70	16	12
	80	19	14
P44	10	4	2
	20	7	4
	30	9	5
	40	11	7
	50	14	10
	60	17	14
	70	20	16
	80	21	18

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P45	10	4	2
	20	6	4
	30	9	6
	40	12	8
	50	16	10
	60	18	13
	70	20	17
	80	21	19
P46	10	4	3
	20	7	4
	30	9	5
	40	11	6
	50	13	7
	60	14	9
	70	15	12
	80	16	14
P47	10	4	2
	20	6	6
	30	8	8
	40	10	10
	50	12	12
	60	14	13
	70	16	15
	80	17	18
P48	10	4	3
	20	9	5
	30	12	6
	40	15	8
	50	18	9
	60	19	10
	70	20	12
	80	22	14
P49	10	2	3
	20	4	7
	30	6	10
	40	9	13
	50	12	16
	60	13	19
	70	15	20
	80	17	21

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P50	10	2	3
	20	5	5
	30	8	6
	40	12	7
	50	13	10
	60	16	11
	70	17	12
	80	18	13
P51	10	1	1
	20	4	3
	30	7	4
	40	9	6
	50	12	7
	60	14	10
	70	16	11
	80	17	12
P52	10	2	2
	20	4	3
	30	7	5
	40	9	7
	50	12	9
	60	14	10
	70	16	11
	80	17	12
P53	10	3	2
	20	4	4
	30	7	8
	40	9	9
	50	12	10
	60	13	12
	70	14	14
	80	16	16
P54	10	2	2
	20	6	4
	30	8	6
	40	10	8
	50	12	11
	60	14	12
	70	18	14
	80	19	17

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P55	10	5	2
	20	7	3
	30	8	4
	40	9	5
	50	11	6
	60	13	8
	70	15	9
	80	16	11
P56	10	3	2
	20	6	3
	30	7	4
	40	9	5
	50	10	6
	60	11	7
	70	12	9
	80	14	10
P57	10	2	1
	20	4	2
	30	6	4
	40	8	6
	50	10	9
	60	12	10
	70	13	11
	80	15	12
P58	10	4	2
	20	7	4
	30	10	6
	40	12	8
	50	14	10
	60	16	12
	70	18	13
	80	20	15
P59	10	3	2
	20	4	4
	30	8	6
	40	10	8
	50	12	9
	60	13	11
	70	14	13
	80	15	15

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P60	10	1	3
	20	2	4
	30	4	6
	40	6	7
	50	7	9
	60	9	10
	70	10	11
	80	11	13
P61	10	2	2
	20	4	4
	30	5	6
	40	7	7
	50	8	9
	60	10	10
	70	11	13
	80	12	14
P62	10	2	2
	20	5	4
	30	7	5
	40	9	7
	50	11	8
	60	13	10
	70	14	11
	80	15	15
P63	10	2	2
	20	4	3
	30	7	4
	40	10	6
	50	12	7
	60	14	10
	70	16	12
	80	18	14
P64	10	2	2
	20	5	4
	30	8	8
	40	10	10
	50	13	11
	60	16	12
	70	17	13
	80	19	14

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P65	10	3	1
	20	5	2
	30	9	5
	40	11	7
	50	13	9
	60	15	11
	70	16	13
	80	19	15
P66	10	2	2
	20	5	5
	30	8	7
	40	11	9
	50	12	10
	60	13	13
	70	15	15
	80	18	17
P67	10	2	3
	20	5	7
	30	9	9
	40	12	11
	50	14	13
	60	18	14
	70	21	15
	80	24	17
P68	10	2	3
	20	5	6
	30	9	7
	40	13	8
	50	15	9
	60	16	10
	70	18	12
	80	20	14

MUŽI			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P69	10	4	3
	20	7	5
	30	10	7
	40	11	9
	50	13	13
	60	15	14
	70	16	15
	80	18	16
P70	10	2	2
	20	3	3
	30	6	4
	40	8	6
	50	9	8
	60	10	10
	70	12	11
	80	14	13

**PŘÍLOHA P III: ZÁVISLOST DEFORMACE OBVODU NOHOU
PROBANDEK NA SÍLE**

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P01	10	6	3
	20	11	4
	30	13	6
	40	16	8
	50	17	12
	60	19	17
P02	10	5	1
	20	9	7
	30	10	10
	40	14	11
	50	16	12
	60	18	15
P03	10	7	1
	20	8	4
	30	11	5
	40	13	6
	50	14	8
	60	15	10
P04	10	5	2
	20	7	4
	30	8	5
	40	10	7
	50	12	8
	60	15	10
P05	10	1	3
	20	5	4
	30	8	5
	40	9	6
	50	11	7
	60	13	8
P06	10	0	4
	20	2	6
	30	4	8
	40	6	10
	50	8	12
	60	10	12

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P07	10	4	4
	20	7	6
	30	10	8
	40	12	10
	50	14	12
	60	16	14
P08	10	4	2
	20	6	6
	30	10	10
	40	12	12
	50	16	12
	60	18	14
P09	10	2	2
	20	4	4
	30	6	6
	40	8	7
	50	12	8
	60	14	9
P10	10	2	2
	20	6	6
	30	8	8
	40	9	10
	50	10	11
	60	12	12
P11	10	4	6
	20	6	7
	30	8	9
	40	10	11
	50	12	13
	60	14	14
P12	10	4	2
	20	6	6
	30	8	8
	40	10	10
	50	12	12
	60	14	14

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P13	10	6	5
	20	10	7
	30	11	9
	40	13	11
	50	15	13
	60	17	14
P14	10	3	4
	20	6	6
	30	8	9
	40	10	10
	50	11	12
	60	12	13
P15	10	4	2
	20	6	4
	30	8	6
	40	11	7
	50	12	8
	60	14	9
P16	10	5	3
	20	7	5
	30	10	7
	40	12	9
	50	14	11
	60	15	12
P17	10	4	2
	20	6	5
	30	9	7
	40	11	10
	50	14	12
	60	16	13
P18	10	3	2
	20	5	5
	30	7	7
	40	9	9
	50	11	11
	60	12	12

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P19	10	3	4
	20	7	6
	30	10	8
	40	12	11
	50	14	14
	60	18	16
P20	10	3	3
	20	6	5
	30	9	7
	40	11	9
	50	14	11
	60	15	12
P21	10	3	4
	20	4	6
	30	6	8
	40	8	10
	50	10	12
	60	11	13
P22	10	1	2
	20	3	4
	30	5	6
	40	7	7
	50	9	9
	60	11	10
P23	10	3	2
	20	5	3
	30	7	6
	40	10	8
	50	11	9
	60	13	11
P24	10	3	4
	20	6	6
	30	8	9
	40	10	10
	50	12	12
	60	13	14

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P25	10	4	3
	20	6	5
	30	8	7
	40	10	8
	50	12	10
	60	13	11
P26	10	3	3
	20	6	5
	30	9	7
	40	10	9
	50	11	11
	60	13	12
P27	10	3	2
	20	6	4
	30	8	6
	40	10	8
	50	12	9
	60	14	10
P28	10	4	2
	20	6	5
	30	8	7
	40	10	8
	50	12	10
	60	14	12
P29	10	3	2
	20	5	4
	30	7	6
	40	9	8
	50	10	9
	60	12	10
P30	10	3	2
	20	5	5
	30	7	7
	40	9	9
	50	11	10
	60	13	11

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P31	10	2	1
	20	4	3
	30	6	5
	40	8	7
	50	10	8
	60	11	9
P32	10	4	3
	20	6	5
	30	9	7
	40	11	9
	50	13	11
	60	14	13
P33	10	4	2
	20	6	5
	30	9	7
	40	11	10
	50	13	12
	60	14	14
P34	10	4	2
	20	5	6
	30	6	8
	40	8	10
	50	9	12
	60	10	14
P35	10	3	2
	20	5	4
	30	9	6
	40	11	7
	50	13	8
	60	14	9
P36	10	1	3
	20	2	4
	30	4	6
	40	5	7
	50	7	8
	60	9	9

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P37	10	4	2
	20	7	3
	30	9	5
	40	11	7
	50	12	10
	60	16	12
P38	10	4	2
	20	6	4
	30	8	6
	40	10	8
	50	12	10
	60	13	11
P39	10	3	2
	20	6	4
	30	9	7
	40	13	9
	50	17	12
	60	20	14
P40	10	5	2
	20	8	4
	30	11	7
	40	14	9
	50	15	11
	60	17	12
P41	10	2	2
	20	5	4
	30	8	5
	40	9	6
	50	11	7
	60	13	9
P42	10	2	2
	20	4	4
	30	7	6
	40	10	8
	50	11	10
	60	12	11

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P43	10	3	2
	20	4	6
	30	6	8
	40	8	10
	50	9	11
	60	11	13
P44	10	3	3
	20	6	7
	30	9	9
	40	11	12
	50	13	14
	60	16	15
P45	10	5	2
	20	6	3
	30	8	6
	40	10	8
	50	12	10
	60	14	12
P46	10	3	3
	20	5	5
	30	7	7
	40	10	9
	50	11	10
	60	13	12
P47	10	3	3
	20	4	5
	30	6	7
	40	8	11
	50	9	13
	60	11	15
P48	10	3	2
	20	4	5
	30	8	8
	40	10	9
	50	11	10
	60	13	12

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P49	10	3	3
	20	4	5
	30	7	6
	40	8	7
	50	9	8
	60	10	9
P50	10	2	2
	20	4	5
	30	6	6
	40	8	7
	50	11	10
	60	12	11
P51	10	4	2
	20	9	4
	30	13	6
	40	16	10
	50	17	12
	60	19	17
P52	10	2	2
	20	5	4
	30	7	7
	40	11	8
	50	13	9
	60	15	12
P53	10	2	2
	20	3	4
	30	6	6
	40	8	7
	50	9	9
	60	10	11
P54	10	3	3
	20	5	5
	30	6	6
	40	8	8
	50	10	9
	60	12	11

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P55	10	1	2
	20	3	3
	30	7	4
	40	8	5
	50	11	6
	60	13	8
P56	10	1	2
	20	2	4
	30	4	6
	40	6	8
	50	7	9
	60	10	11
P57	10	4	2
	20	7	4
	30	9	6
	40	12	8
	50	14	11
	60	16	12
P58	10	2	2
	20	4	5
	30	7	9
	40	10	11
	50	14	12
	60	16	14
P59	10	2	2
	20	4	4
	30	6	6
	40	7	8
	50	11	10
	60	14	12
P60	10	1	2
	20	3	5
	30	6	7
	40	8	9
	50	9	10
	60	11	11

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P61	10	2	4
	20	4	5
	30	6	7
	40	8	9
	50	10	11
	60	13	13
P62	10	3	3
	20	5	6
	30	7	9
	40	9	11
	50	10	13
	60	12	15
P63	10	4	3
	20	6	5
	30	8	7
	40	10	9
	50	12	11
	60	14	13
P64	10	2	3
	20	5	5
	30	8	8
	40	10	9
	50	11	11
	60	12	12
P65	10	2	2
	20	5	3
	30	8	5
	40	11	6
	50	12	7
	60	13	9

ŽENY			
Č. p.	Síla [N]	Deformace obvodu pravé nohy [mm]	Deformace obvodu levé nohy [mm]
P66	10	3	1
	20	6	3
	30	8	5
	40	10	7
	50	12	9
	60	13	11
P67	10	1	2
	20	3	5
	30	6	7
	40	8	10
	50	11	13
	60	12	15
P68	10	1	2
	20	3	4
	30	5	6
	40	7	9
	50	9	11
	60	11	12
P69	10	2	2
	20	5	4
	30	9	7
	40	11	9
	50	13	11
	60	15	13
P70	10	3	2
	20	5	4
	30	8	6
	40	11	8
	50	14	12
	60	15	14

**PŘÍLOHA P IV: ZÁVISLOST MAXIMÁLNÍ DEFORMACE OBVODU
NOHY PROBANDŮ NA SÍLE**

Č. p.	MUŽI (pravá noha)		MUŽI (levá noha)	
	Síla [N]	Max deformace [mm]	Síla [N]	Max deformace [mm]
P01	249	23	253	24
P02	333	45	332	58
P03	138	27	151	23
P04	296	40	336	51
P05	293	27	263	30
P06	258	37	283	29
P07	195	35	212	41
P08	354	38	266	38
P09	266	36	280	39
P10	419	49	400	40
P11	228	36	218	27
P12	303	31	332	35
P13	289	39	218	29
P14	303	40	328	33
P15	189	27	208	30
P16	90	15	87	10
P17	47	12	62	11
P18	249	23	253	24
P19	296	40	336	51
P20	195	35	212	41
P21	128	28	78	21
P22	303	31	332	35
P23	228	36	218	27
P24	101	18	91	13
P25	89	15	82	14
P26	189	27	208	30
P27	50	14	47	12
P28	37	9	42	11
P29	41	10	36	8
P30	68	16	64	15
P31	100	21	97	20
P32	34	8	25	4
P33	46	12	56	11
P34	138	22	96	19

MUŽI (pravá noha)			MUŽI (levá noha)	
Č. p.	Síla [N]	Max deformace [mm]	Síla [N]	Max deformace [mm]
P35	129	22	119	16
P36	141	33	147	33
P37	43	9	51	10
P38	78	18	89	22
P39	71	12	50	10
P40	29	9	31	5
P41	84	18	59	10
P42	143	24	132	14
P43	174	34	162	29
P44	108	22	121	32
P45	151	31	121	27
P46	98	29	91	26
P47	150	28	128	23
P48	150	28	142	19
P49	83	28	95	28
P50	58	14	37	6
P51	110	18	123	19
P52	99	20	133	15
P53	158	38	138	28
P54	111	26	109	24
P55	182	34	192	36
P56	147	22	112	14
P57	26	4	29	4
P58	171	36	156	27
P59	82	19	96	17
P60	96	11	84	11
P61	133	20	178	21
P62	133	20	212	28
P63	82	16	106	16
P64	98	29	91	26
P65	82	19	96	17
P66	96	11	84	11
P67	29	9	31	5
P68	84	18	59	10
P69	100	21	97	20
P70	34	8	25	4

**PŘÍLOHA P V: ZÁVISLOST MAXIMÁLNÍ DEFORMACE OBVODU
NOHY PROBÁNDEK NA SÍLE**

Č. p.	ŽENY (pravá noha)		ŽENY (levá noha)	
	Síla [N]	Max deformace [mm]	Síla [N]	Max deformace [mm]
P01	92	19	112	24
P02	162	25	179	21
P03	54	15	35	10
P04	69	13	62	10
P05	88	17	93	10
P06	35	5	31	8
P07	91	46	67	25
P08	27	7	38	10
P09	137	24	94	24
P10	32	8	28	7
P11	30	9	46	8
P12	36	8	47	10
P13	29	9	33	8
P14	60	13	30	9
P15	38	14	45	9
P16	54	15	35	10
P17	35	5	31	8
P18	27	7	38	10
P19	92	19	112	24
P20	30	9	46	8
P21	36	8	47	10
P22	29	9	33	8
P23	60	13	30	9
P24	38	14	45	9
P25	40	6	43	10
P26	137	24	94	24
P27	46	14	72	17
P28	93	48	69	27
P29	90	17	107	22
P30	132	20	149	22
P31	56	17	39	12
P32	64	13	61	11
P33	85	16	91	19
P34	33	8	44	11

ŽENY (pravá noha)			ŽENY (levá noha)	
Č. p.	Síla [N]	Max deformace [mm]	Síla [N]	Max deformace [mm]
P35	29	9	33	8
P36	22	5	18	2
R37	27	5	28	8
R38	18	7	24	7
R39	32	12	14	6
R40	23	8	16	4
R41	41	8	22	6
R42	56	10	58	8
R43	21	5	19	3
R44	97	19	90	17
R45	96	19	76	11
R46	96	19	95	17
R47	57	8	41	6
R48	52	15	48	11
R49	96	16	100	12
R50	127	18	139	24
R51	54	15	35	10
R52	69	13	62	10
R53	88	17	93	10
R54	35	5	31	8
R55	91	46	67	25
R56	27	7	38	10
R57	137	24	94	24
R58	52	15	48	11
R59	30	9	46	8
R60	36	8	47	10
R61	29	9	33	8
R62	60	13	30	9
R63	38	14	45	9
R64	27	5	28	8
R65	18	7	24	7
R66	32	12	14	6
R67	23	8	16	4
R68	41	8	22	6
R69	56	10	58	8
R70	97	19	90	17

**PŘÍLOHA P VI: SEZNAM DEFORMOVATELNOSTI NOHOU
PROBANDŮ**

MUŽI			
Č. p.	Deformovatelnost pravé nohy	Deformovatelnost levé nohy	Rozdíl deformovatelnosti nohy
1	0,183	0,146	0,037
2	0,225	0,240	-0,015
3	0,208	0,212	-0,004
4	0,269	0,174	0,095
5	0,262	0,131	0,131
6	0,194	0,208	-0,014
7	0,174	0,155	0,019
8	0,207	0,148	0,060
9	0,199	0,179	0,020
10	0,198	0,152	0,045
11	0,283	0,189	0,094
12	0,200	0,174	0,026
13	0,177	0,195	-0,018
14	0,179	0,163	0,015
15	0,214	0,150	0,064
16	0,194	0,212	-0,018
17	0,226	0,237	-0,011
18	0,237	0,132	0,105
19	0,196	0,156	0,040
20	0,146	0,133	0,013
21	0,269	0,158	0,111
22	0,231	0,198	0,033
23	0,200	0,100	0,100
24	0,194	0,100	0,094
25	0,149	0,158	-0,010
26	0,208	0,214	-0,006
27	0,230	0,168	0,062
28	0,177	0,155	0,023
29	0,229	0,190	0,038
30	0,149	0,119	0,030
31	0,207	0,126	0,081
32	0,158	0,123	0,036
33	0,160	0,174	-0,014
34	0,186	0,163	0,023
35	0,174	0,140	0,033
36	0,270	0,168	0,102

MUŽI			
Č. p.	Deformovatelnost pravé nohy	Deformovatelnost levé nohy	Rozdíl deformovatelnosti nohy
37	0,164	0,208	-0,044
38	0,260	0,145	0,114
39	0,177	0,242	-0,064
40	0,214	0,260	-0,045
41	0,214	0,168	0,046
42	0,200	0,158	0,042
43	0,208	0,168	0,040
44	0,251	0,240	0,251
45	0,262	0,246	0,015
46	0,168	0,155	0,013
47	0,192	0,207	-0,015
48	0,244	0,149	0,095
49	0,219	0,263	-0,044
50	0,235	0,146	0,088
51	0,233	0,162	0,071
52	0,225	0,151	0,074
53	0,193	0,192	0,001
54	0,237	0,210	0,027
55	0,160	0,126	0,033
56	0,143	0,114	0,029
57	0,186	0,170	0,015
58	0,223	0,186	0,037
59	0,180	0,181	-0,001
60	0,150	0,142	0,008
61	0,144	0,170	-0,026
62	0,186	0,169	0,017
63	0,232	0,176	0,056
64	0,245	0,169	0,076
65	0,223	0,206	0,017
66	0,212	0,207	0,005
67	0,313	0,185	0,129
68	0,255	0,139	0,115
69	0,190	0,198	-0,007
70	0,169	0,163	0,006

**PŘÍLOHA P VII: SEZNAM DEFORMOVATELNOSTI NOHOU
PROBANDEK**

ŽENY			
Č. p.	Deformovatelnost pravé nohy	Deformovatelnost levé nohy	Rozdíl deformovatelnosti nohy
1	0,246	0,274	-0,029
2	0,257	0,246	0,011
3	0,171	0,166	0,006
4	0,191	0,154	0,037
5	0,226	0,100	0,126
6	0,200	0,171	0,029
7	0,237	0,200	0,037
8	0,291	0,229	0,063
9	0,246	0,137	0,109
10	0,180	0,191	-0,011
11	0,200	0,171	0,029
12	0,200	0,229	-0,029
13	0,206	0,186	0,020
14	0,177	0,183	-0,006
15	0,203	0,137	0,066
16	0,209	0,186	0,023
17	0,246	0,226	0,020
18	0,186	0,200	-0,014
19	0,280	0,249	0,031
20	0,246	0,186	0,060
21	0,171	0,186	-0,014
22	0,200	0,160	0,040
23	0,203	0,186	0,017
24	0,200	0,197	0,003
25	0,186	0,160	0,026
26	0,189	0,186	0,003
27	0,214	0,163	0,051
28	0,200	0,189	0,011
29	0,177	0,163	0,014
30	0,200	0,177	0,023
31	0,186	0,163	0,023
32	0,209	0,200	0,009
33	0,209	0,240	-0,031
34	0,126	0,229	-0,103
35	0,231	0,137	0,094
36	0,160	0,123	0,037
37	0,220	0,209	0,011

ŽENY			
Č. p.	Deformovatelnost pravé nohy	Deformovatelnost levé nohy	Rozdíl deformovatelnosti nohy
37	0,220	0,209	0,011
38	0,186	0,186	0,000
39	0,349	0,246	0,103
40	0,240	0,209	0,031
41	0,211	0,129	0,083
42	0,211	0,186	0,026
43	0,163	0,206	-0,043
44	0,251	0,240	0,011
45	0,186	0,209	-0,023
46	0,203	0,177	0,026
47	0,163	0,251	-0,089
48	0,209	0,189	0,020
49	0,146	0,114	0,031
50	0,209	0,174	0,034
51	0,291	0,294	-0,003
52	0,266	0,189	0,077
53	0,171	0,174	-0,003
54	0,177	0,154	0,023
55	0,243	0,114	0,129
56	0,306	0,177	0,129
57	0,240	0,209	0,031
58	0,294	0,237	0,057
59	0,234	0,200	0,034
60	0,200	0,177	0,023
61	0,214	0,186	0,029
62	0,177	0,237	-0,060
63	0,200	0,200	0,000
64	0,200	0,183	0,017
65	0,226	0,137	0,089
66	0,200	0,200	0,000
67	0,231	0,263	-0,031
68	0,200	0,211	-0,011
69	0,260	0,223	0,037
70	0,257	0,246	0,011