

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie



Diplomová práce

2009

Bc. Markéta Strnadová

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra anatomie a biomechaniky

**Mechanická interakce prstců s podložkou ve stoji
a její vztah k výšce klenby nožní**

Autor:

Bc. Markéta Strnadová

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Odborní konzultanti:

Ing. František Lopot

Mgr. Martina Niezgodzka

Abstrakt

Práce je zaměřena na zkoumání vztahu mezi mírou silového působení prstců na podložku v přirozeném stoji a výškou klenby nožní. Základním tématem bylo ověření, zda vyšší míra silového působení prstců na podložku ve stoji koreluje s kvalitnější klenbou nožní.

V rámci plnění úkolu práce byly navrženy a provedeny původní experimenty s využitím upravené metodiky pro hodnocení klenby nožní a metodiky pro měření silového působení prstců a nohy na podložku na dynamometrických deskách Kistler®. Do experimentu bylo zapojeno 17 probandů ve věku mezi 21 a 28lety bez výraznějšího patologického nálezu na pohybovém aparátu. Každý proband byl podroben vyšetření výšky klenby nožní a experimentu, při kterém byla zjištěna míra silového působení jeho prstců na podložku v přirozeném stoji.

Vyhodnocení bylo založeno na porovnání obou těchto proměnných, závěry pro jednotlivé probandy byly porovnány a byly nalezeny jejich společné charakteristiky.

Z výsledků vyplývá, že existuje vztah mezi aktivitou prstců v přirozeném stoji a výškou klenby nožní. Je prokazatelné, že v případě ploché nohy prstce vykazují nižší míru silového působení prstců na podložku.

Klíčová slova: noha, klenba nožní, prstce, stoj, dynamometrická deska

Kistler

The Mechanical Interaction between the Toes and the Underlay in the Standing Position and Its Relationship to the Elevation of the Instep

Abstract

The research is focused on the enquiry into the relationship between the measure of the force action of the toes on the underlay and the elevation of the instep. The basic theme was to verify, if the higher measure of the force activity of the toes correlates with the superior instep.

Within filling the project of this work, there were suggested and performed original experiments. There was made a new method for the evaluation of the instep and for measurement of the force action of the toes on the underlay during the standing position on the dynamometric plates Kistler®. There were 5 probands involved in the experiment, aged 21-28years, without any expressive pathological determination of the movement system. Each proband was subjected to the investigation of the elevation of the instep, and to the

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
experiment, which found the measure of the force action of the toes on the underlay during the standing position.

The data evaluation was based on comparing of both parameters, the outcomes of every single proband were comparing and there were founded their shared characteristics.

Resulting from the outcomes, there is a relationship between the measure of the force action of the toes on the underlay during the standing position and the elevation of the instep. It is demonstrably, that in the case of the flat foot, the force action of the toes on the underlay is significantly lower, than in the case of the normal foot.

Key Words: Arch, Instep, Toe, Standing, Dynamometric plate Kistler

Poděkování

Ráda bych poděkovala Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za odborné vedení při psaní této diplomové práce.

Velké poděkování patří také Ing. Františku Lopotovi a Mgr. Martině Niezgodzké, jejichž odborné vedení a trpělivost mi pomohly při realizaci všech částí této diplomové práce.

Děkuji také Prof. MUDr. Ivanu Dylevskému, DrSc. za odbornou konzultaci k tématu aktivity prstců ve stoji.

Prohlášení

Tuto diplomovou práci jsem vypracovala sama pouze s použitím literatury uvedené v seznamu literatury.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

.....

Markéta Strnadová

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jména a příjmení:	Číslo OP:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	-----------	------------------	-----------

Obsah

<u>1. ÚVOD</u>	9
<u>2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA</u>	10
<u>2.1. Stoj</u>	10
<u>2.2. Fylogenetický, ontogenetický a anatomický rozbor nohy</u>	11
<u>2.2.1. Fylogeneze nohy</u>	11
<u>2.2.2. Ontogeneze nohy</u>	11
<u>2.2.2.1. Prenatální vývoj nohy</u>	11
<u>2.2.2.2. Postnatální vývoj nohy</u>	12
<u>2.2.3 Funkční anatomie nohy</u>	12
<u>2.2.3.1. Klenba nohy</u>	13
<u>2.2.3.1.1. Příčná klenba</u>	15
<u>2.2.3.1.2. Podélná klenba</u>	16
<u>2.3. Funkce prstců ve stoji</u>	19
<u>2.4. Funkce nohy ve stoji</u>	19
<u>2.5. Zátěž nohy ve stoji</u>	20
<u>2.6. Plantární tlaky</u>	21
<u>2.6.1. Distribuce plantárního tlaku ve stoji</u>	21
<u>2.6.2. Faktory ovlivňující plantární tlak</u>	22
<u>2.7. Deformity nohy</u>	23
<u>2.8. Vliv obuvi na nohu</u>	24
<u>2.9. Terapie</u>	25

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

2.10. Svalová zřetězení spojená s flexí prstců	26
2.11. Metody hodnocení klenby nožní	27
2.11.1. Metody založené na analýze obrazu	27
2.11.1.1. Plantografie	27
2.11.1.2. Hodnocení klenby nožní přímým zobrazením kostních tkání	29
2.11.2. Metody využívající technologie k získání reálných otisků nohy	29
2.12. Vyhodnocování plantogramů	29
2.12.1. Metoda Chipaux – Šmiřák	29
3. CÍLE, HYPOTÉZY A CHARAKTERISTIKA PRÁCE	32
3.1 Cíl práce	32
3.2. Hypotézy	32
3.3. Charakteristika diplomové práce	32
4. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	33
4.1. Metodika	33
4.1.1. Výběr a charakteristika probandů	33
4.1.2. Odběr plantogramů	33
4.1.3. Hodnocení plantogramů – vlastní metodika	34
4.1.4. Sběr dat silového působení prstců a nohy	37
4.1.5. Průběh měření	39
4.1.6. Zpracování a příprava dat pro vyhodnocení	41
4.1.7. Vyhodnocení dat	42
5. VÝSLEDKY	44
6. KONTROLA ROZDÍLNOSTI ZJIŠTĚNÝCH VELIČIN POMOCÍ T- TESTU	46
7. DISKUSE	48
8. ZÁVĚR	53
9. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	54

1. Úvod

Aktivita prstců při chůzi je již dlouhou dobu známým faktorem kvality pohybového stereotypu chůze. Co se týká aktivity prstců ve stoji, tato ještě teoreticky podrobně rozebrána nebyla. To, co zatím napsáno bylo, se netýká vztahu mezi aktivitou prstců ve stoji a klenbami nohy.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Myšlenku, že snížená aktivita prstců směrem do plantární flexe ve stoji často souvisí s poklesem klenb nohy, jsem zachytila během semináře

Bc. Clary-Marie Heleny Hermachové v říjnu roku 2007. Bc. Hermachová pracuje poměrně odlišným způsobem od ostatních terapeutů, často velmi intuitivně, ke klinické praxi nejčastěji přistupuje zcela empiricky. Její závěry se často ukazují jako klinicky velice přínosné, ale teoretický či přímo vědecky podložený podklad jejím metodikám prozatím zcela chybí.

V rámci výuky fyzioterapie v oblasti nohy si u několika studentů jednoduchou technikou, nadzvednutím prstců od podložky, vyšetří, jestli aktivita prstců do plantární flexe během stoje je či není snížena. Hodnocení probíhá dle subjektivního pocitu a zkušeností terapeuta. Pokud tato snížená je, následuje péče o prstce, zahrnující zejména dosažení rovnováhy mezi flexory a extenzory prstců, centraci prstců, někdy taping. Tyto postupy dle Bc. Hermachové vedou ke zvýšení aktivity prstců ve stoji.

V průběhu semináře Bc. Hermachová prakticky demonstrovala, že pokud se podařilo aktivitu prstců do plantární flexe zvýšit, dle aspekce došlo ke zvýšení obou klenb.

Vzhledem k prokazatelnému klinickému přínosu této metodiky, je snahou této práce přispět k položení teoretických základů zmíněné metodiky.

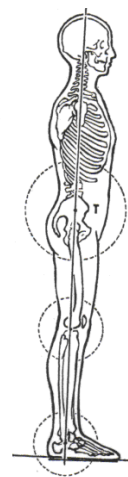
2. Teoretická východiska

V diplomové práci se zabýváme činností prstců ve stoji, proto v této kapitole vymežíme základní pojmy s touto problematikou související.

2.1. Stoj

Stoj je dynamický stav, kdy neustále dochází k jemným výchylkám těžiště těla a k práci svalů. Tělesná váha je přenášena hlezennými kloubu na *talus*, odtud dále podle stavby skeletu na *calcaneus* a předonoží [6]. **Při klidném stoji nejví mnoho svalů velkou klidovou aktivitu.** V aktivaci jsou hlavně svaly nohy – *m. soleus*, hamstringy, *m. rectus femoris*, flexory kyčlí a autochtonní svaly páteře. Při vychýlení se zapojuje stále větší množství svalů dolních končetin a trupu, které ukončují posturu [33].

Vzpřímený stoj je náročný na udržení rovnováhy jak ve stoji, tak i v lokomoci a vyžaduje neustálou koordinovanou svalovou aktivitu, aby se zabránilo destabilizaci, která by mohla končit pádem s traumatickými důsledky [34]. Vzpřímený stoj je posturálně velmi složitý a učíme se jej zvládnout v období, kdy ještě nemáme vyvinutou dlouhodobou paměť. Musíme se naučit udržovat těžiště nad základnou, kterou tvoří obrys našich chodidel. Těžiště máme přibližně na přední straně promontoria v malé pánvi a kolmice z něho spuštěná se do středu poněkud dorzálně. Při každém pohybu dochází k mnohočetným kratším i delším kontrakcím, které jsou podvědomé, a kdybychom je chtěli popsat, bude to velmi těžké. **Zdravý člověk v dospělém věku dovede stát s minimální svalovou aktivitou.** Děti takový stoj nedovedou, mají stále mnoho vyrovnávacích pohybů [8]. **Svalová aktivita má být při nezatěžujícím stoji nízké úrovně, ale harmonicky rozložená** tak, aby stoj byl vyvážený a pružný. Je



promítá

Obr. 1 :
Ideální stoj
[33]

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
obtížné vytvořit „normativ“ svalové aktivity při vzpřímeném stoji, protože udržování stoje je individuální záležitostí [34].

2.2. Fylogenetický, ontogenetický a anatomický rozbor nohy

2.2.1. Fylogeneze nohy

V souladu s fylogenetickým přechodem lidského těla do vertikální polohy nastaly na noze odpovídající změny [27, 59]. **Z orgánu původně určeného ke šplhání se stal orgán určený výhradně k zajištění statiky chůze a běhu** [20]. Lidoopi, i když jsou schopni vzpřímené chůze, se většinu času pohybují po čtyřech. Při chůzi nedošlapují na celou plochu chodidla, ale pouze na jeho zevní stranu. Na vnitřní straně se opírají o invergující palec, který má možnost úchopu. **Ztráta mobility palce na úkor dokonalého přenosu tělesné hmotnosti je typickým znakem lidské nohy**. Regrese volných elementů a zvětšení stabilních oddílů u nohy člověka odpovídá změně funkce nohy převážně v nosnou strukturu s pevnou ligamentózní podporou [6]. Noha člověka je orgánem, který se vytvořil v dlouhodobém procesu přizpůsobování našich předků k bipedální lokomoci a k přímému držení těla. **Z nohy uzpůsobené ke šplhání a uchopování se vyvíjí se vzpřimováním postavy noha jako orgány statiky a lokomoce. S tím také souvisí vznik podélné a příčné klenby nohy** [19].

2.2.2. Ontogeneze nohy

2.2.2.1. Prenatální vývoj nohy

V embryonálním vývoji se objevuje první základ pro dolní končetinu na konci 3. týdne vývoje embrya. Mezi 6.-8. týdnem se diferencují svaly, cévy a nervy. Toto období je nejdůležitější vývojovou fází nohy. Od 3. měsíce noha rotuje do dorsální

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
flexe a je převáděna z postavení supinačního do postavení pronačního. Tím vzniká **základ pro podélnkou i příčnou klenbu** nohy [19].

2.2.2.2. Postnatální vývoj nohy

Dětská noha je v raných stádiích vývoje chrupavčitá. Je málo odolná proti zatížení a inklinuje ke vzniku deformit, především v předonoží [44].

Podélná, kostně podmíněná klenba v kojeneckém věku je vyplněna tukovým polštářem. Mediální oblouk podélné klenby se stává zřetelným během 2. roku života. **Definitivní tvar klenutí dostává dětská noha ve věku 4 – 6 let** [44].

Zadní část nohy je u kojenců v lehké varozitě se supinovaným přednožím. Paralelním fyziologickým nálezem jsou *genua vara*. S vyrovnáním stoje na přechodu 1. a 2. roku dochází k postupné pronaci přednoží a valgizaci paty. Nejpozději do 6. roku věku paralelně s vyrovnáním osy kolen dochází ke zmenšování valgosity pat, která postupně do dospělosti klesá na 5° [6].

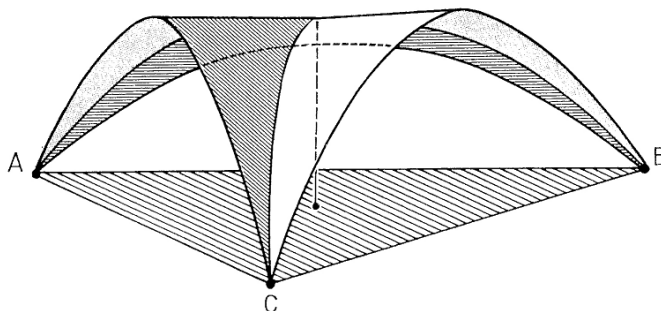
Pozice (držení) je změněna vývojem svalové funkce. **Svalový program pro držení klenby je proto zajištěn teprve po čtyřech letech, kdy je dokončen vývoj posturální funkce všech svalů, které ji zajišťují** [41].

Je velmi důležité dbát na správný vývoj vzpřímení z plosky nohy. Lidé, kteří jsou vertikalizováni dříve, než je ploska nohy zralá pro stoj, neumějí nikdy zapojit svalovou souhru drobných svalů nohy do procesu stoje a chůze. Proto je důležité, aby děti lezly dlouho po čtyřech a drážděním nártu sunutím po podložce se naučily aktivovat drobné svaly nohy. Nikdy je neučíme chodit vedením za ruce, ani nevyužíváme chodítka, zabránili bychom tím přirozenému vývoji svalových souher jak v pletenci pánevním, tak i v oblasti nohy [57].

2.2.3 Funkční anatomie nohy

Normální noha má tři body opory, které leží v kontaktních plochách – *tubercal calcanei*, hlavička 1. a 5. metatarsu. Zatěžují se v poměru 3.2:1 [6, 7]. Z celkového pohledu může být plantární klenba srovnávána s architektonickými klenbami nesenými třemi oblouky [15].

Obr. 2 : Architektonický model klenby podepřené třemi oblouky [15]



2.2.3.1. Klenba nohy

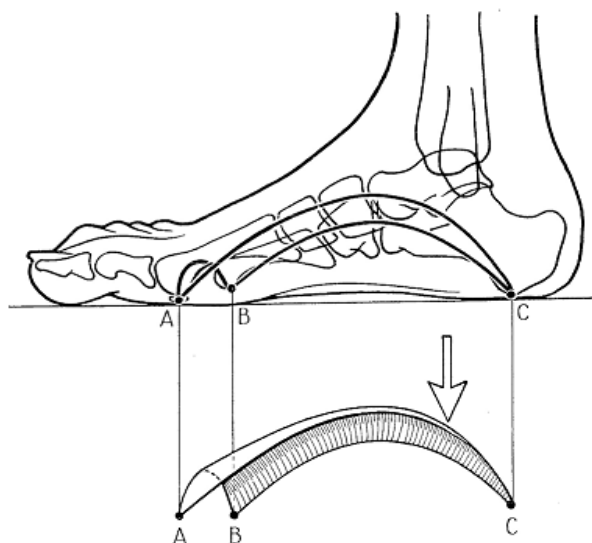
Rozeznáváme příčnou a podélnou nožní klenbu. Kostí jsou uspořádány tak, že tvoří oblouk, který zajišťuje maximální nosnost nohy při dostatečné pružnosti [20, 21].

Obr. 3 : Klenba nožní [15]

A – hlavička 1. metatarzu

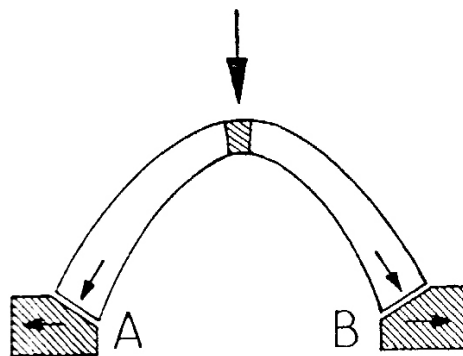
B – hlavička 5. metatarzu

C – posteromediální a laterální výběžky kosti patní



Klenba nohy je pojem převzatý ze stavebnictví a podle toho by klenba nohy byla jakýsi pevný statický útvar. To však neplatí, protože klenba vzniká vzájemným spojením kostí tvořících kostru nohy a tato spojení, pomocí kloubů, umožňují pohyb. **Klenbu je tedy lépe považovat za něco pružného, podobného luku, kde těživou napínající luk jsou šlachy a svaly, které udržují klenbu na noze.** Celá tato vyklenutá pružná deska je spojena s bércelem v hlezenním kloubu [3].

Obr. 4 : Zobrazení „keystone“ nesoucího zatížení klenby



(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Spolu s ligamentózním aparátem dovoluje **rovnoměrné rozdělení zátěže na jednotlivé paprsky nohy** [6].

Její vytvoření umožnilo **pružnou lokomoci a ztlumení otřesů** vznikajících při styku chodidla s podložkou, včetně jejich přenosu na životně důležité orgány. Chrání se nejen nohy a dolní končetina, ale zejména centrální nervová soustava [20]. Lidé s výrazně plochou nohou si stěžují často na bolesti v zádech. Páteř totiž trpí netlumenými otřesy těla [25].

Stejně jako vertikální páteř je i klenba nohy **útvarem fylogeneticky mladým**, a proto **relativně labilním a zranitelným** [56].

Udržení příčné a podélné klenby je pro pružnou chůzi, stoj i další pohybové stereotypy nesmírně důležité. **V klasickém pojetí jsou obě klenby udržovány pasivně: tvarem a architektonikou kostí, klouby a vazy; a aktivně: pomocí svalstva nohy a bérce.** Příčnou klenbu udržují všechny příčně probíhající struktury (především šlašitý třmen); podélnou klenbu spíše struktury orientované souběžně s dlouhou osou nohy [16].

Jednotliví autoři se neshodují na významu jednotlivých složek tvořících klenbu. Dle Dungle jsou klenby primárně tvořeny uspořádáním kostěných elementů skeletu nohy, primárně zajištěny ligamenty a plantární aponeurózou, svaly hrají druhotnou roli [6]. Weigner přisuzuje důležitý význam složce svalové, jelikož k prodloužení nohy dochází až při dlouhém stání, proto z únavy svalové [35]. Čihák přikládá svalům významnou roli z téhož důvodu [4,5]. Dle Véleho se ve stoje podélná nožní klenba činností svalů zvyšuje, což znamená, že nožní klenby jsou udržovány ve stoji aktivní činností posturálních svalů [34]. Bourdiol se domnívá, že svaly se podílí na udržení klenby pouze během dynamické zátěže, např. při chůzi po nerovném terénu [1].

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Na nožní klenbu nemají vliv jen svaly nohy, ale i všechny svaly dolní končetiny a do určité míry i svaly břišní a zádové [20].

2.2.3.1.1. Příčná klenba

Pouze u člověka je vytvořena příčná kostěná klenba daná uspořádáním metatarsů [6].

Příčná klenba běží od hlavičky prvního metatarzu, která spočívá na dvou sesamoidních kůstkách a je 6mm nad podložkou, k hlavičce pátého metatarzu, která leží také 6mm nad zemí. Hlavička druhého metatarzu, která je nejvýše nad zemí (9mm), je „keystone“ této klenby. Hlavička třetího (8-5mm) a čtvrtého (7mm) metatarzu zaujímají prostřední pozici.

Tato klenba je relativně plochá a spočívá na podložce při měkké poddušce. Často je nazývána přední patou. Je rozepjata na svém plantárním povrchu relativně slabými intermetatarsálními ligamenty a pouze jedním svalem – příčnou hlavou *m. adductor hallucis*.. Tento sval je relativně slabý a velice často ochabuje. Klenba je **často plochá** – ploché přednoží – nebo dokonce obrácená – konvexní přednoží [15].

Druhý a třetí cuneometatarsální kloub jsou stabilní struktury předonoží. Zůstávají ve stejné pozici, i když je příčná klenba zborcená a elevují se jen periferní metatarsy. Tato klenba je ještě více než podélná klenba udržovaná aktivitou svalů. Kromě elasticity má příčná klenba ještě i **funkci ochrannou** – chrání před přetížením a poškozením měkké struktury přední části nohy [20, 46]. Tukové buňky, vyplňující vazivovou síť plosky nohy především v oblasti příčné klenby, zajišťují ochranu chodidla proti tlakům kostních prominencí skeletu nohy a chrání cévy, nervy a šlachy flexorů [31].

Jednotliví autoři se neshodují na svalech podporujících udržení příčné klenby nohy, dle autorů to jsou tyto svaly:

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

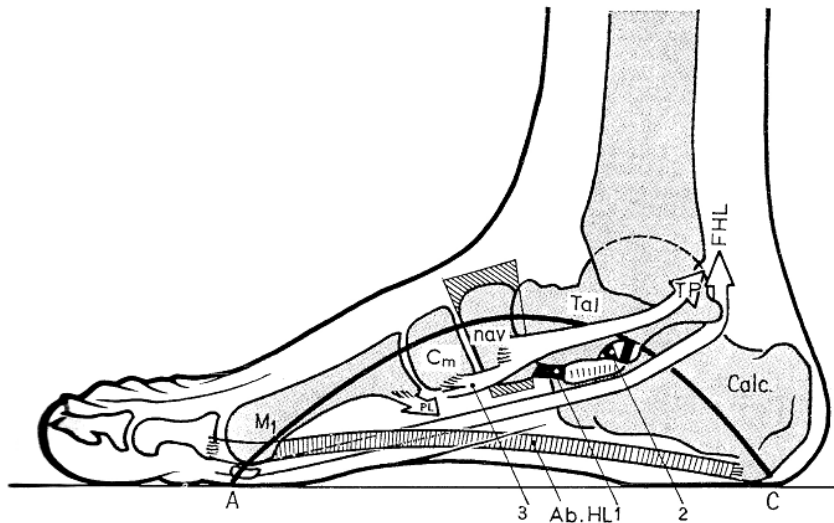
- *flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis, m. flexor digiti minimi brevis pedis, m. tibialis posterior, m. peroneus longus* [58]
- příčná hlava *m. adductor hallucis* [15]
- *m. tibialis anterior, m. fibularis longus* [4, 5]
- *m. abductor hallucis* [6]

2.2.3.1.2. Podélná klenba

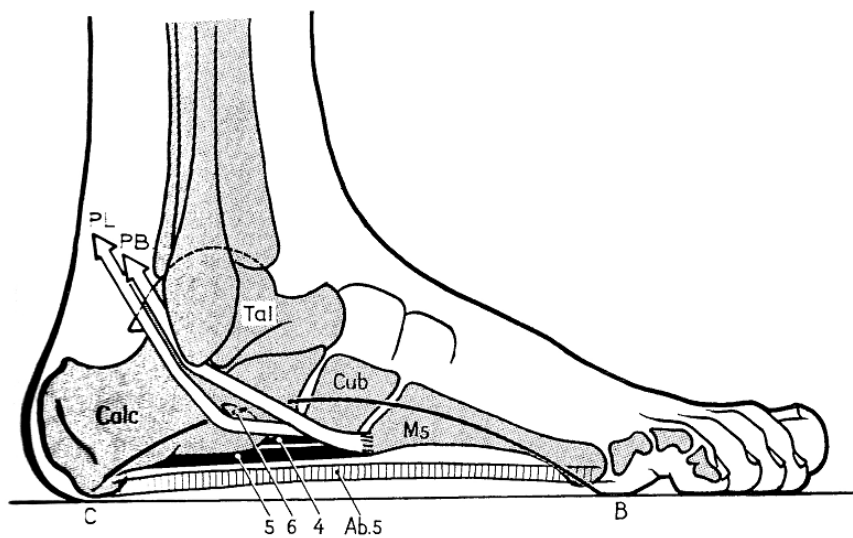
Je tvořena dvěma oblouky – vnějším a vnitřním [36].

Obr. 5: Mediální podélná klenba [15]

Calc – *os calcaneus*, Tal – *os talus*, nav – *os naviculare*, Cm – *os cuneiforme mediale*, M₁ – 1. metatarz, A – hlavička 1. metatarzu, C – mediální výběžek *os calcaneus*, FHL – *m. flexor hallucis longus*, Ab. HL – *m. abductor hallucis longus*, TP – *m. tibialis posterior*, PL – *m. peroneus longus*, 1 – *ligamentum calcaneonaviculare*, 2 – *ligamentum talocalcaneum*, 3 – úpon *m. tibialis posterior*



Obr. 6: Laterální podélná klenba [15]
Calc – *os calcaneus*, Tal – *os talus*, Cub – *os cuboideum*, M₅ – 5. metatarz,
C – laterální výběžek *os calcaneus*, B – hlavička 5. metatarzu, PL – *m. peroneus longus*, PB – *m. peroneus brevis*, 4 – hluboká vlákna plantární aponeurózy, 5 – povrchová vlákna plantární aponeurózy, 6 – *tuberculum*



(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Mezi přední a zadní oporou vnitřní klenby je pět kostí, které následují anteroposteriorně:

- první metatars se dotýká podložky pouze svou hlavičkou
- mediální cuneiformní kost se podložky nedotýká
- naviculární kost, která je „keystone“ klenby je 15 až 18mm nad podložkou
- *talus*, který přijímá všechny síly přenášené z dolní končetiny a přenáší je na klenbu
- *calcaneus*, který je v kontaktu s podložkou pouze svým posteriorním výběžkem [15]

Laterální klenba zahrnuje pouze tři kosti:

- pátý metatars se svou hlavičkou, která utváří přední podporu příčné klenby
- *os cuboideum*, kompletně zvednutou nad podložku
- *calcaneus* s jeho posteromediálním a posterolaterálním výběžkem, formujícím zadní podporu klenby [15]

Nejdůležitější ligamenta pro udržení podélné klenby jsou:

- *lig. plantare longum*
- *lig. calcaneonaviculare plantare*
- *lig. talocalcaneare mediale*
- *ligg. cuneonavicularia plantaria*
- *ligg. tarsometatarsalia plantaria* [56]

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Některé svaly nohy a lýtka klenbu nohy podporují anebo naopak oplošťují.

Porucha jejich funkce může vést ke změnám funkce nohy a také k jejím tvarovým změnám [37]. Svaly působící na mediální podélnou klenbu nohy [37,58]:

- svaly podporující udržení mediální podélné klenby: *m. tibialis posterior*, *m. peroneus longus* a *brevis*, *m. flexor hallucis longus*, *m. flexor digitorum longus*, *m. abductor hallucis longus*, *m. flexor hallucis brevis*
- svaly oplošťující mediální podélnou klenbu: *m. extensor hallucis longus*, *m. tibialis anterior*

Svaly působící na laterální podélnou klenbu [37,58]:

- svaly podporující udržení laterální podélné klenby: *flexor digiti minimi brevis pedis*, *abductor digiti minimi pedis*, *mm. supinatores pedis*, *m. peroneus brevis*, *m. peroneus longus*, *m. abductor digiti minimi*
- svaly oplošťující laterální podélnou klenbu: *m. peroneus tertius*, *m. extensor digitorum longus*

2.3. Funkce prstců ve stoji

Prodlužování nohy ve směru podélném při zatížení klenby nožní zabraňují prstce, které jsou v kloubu s kostmi nártními v slabé dorsální flexi, v prvním kloubu mezičlánekovém v plantární flexi a teprve konečné články se opírají bříšky o podlahu. **Prstce jsou k hlavičkám nártních kostí, jimiž podélná klenbu nohy končí, připojeny tak jako opěrné pilíře ke gotickým klenbám** [35].

2.4. Funkce nohy ve stoji

Primární funkcí nohy ve stoji je vytvoření pevné základny, rovnoměrné rozložení nadměrné zátěže dolní končetiny při chůzi, zmenšení energetické náročnosti chůze při pohybu těla dopředu a tlumení nárazů vůči podložce [10].

Noha není jen orgán stvořený pro stoj a chůzi, je to také **detektor** [44]. Slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí udržuje vzpřímený stoj [6].

Noha je schopna „uchopovat“ aktivně terénní nerovnosti a tím zajišťovat potřebnou oporu pro lokomoci po nerovném terénu. Tím, že noha slouží jak k zajištění stabilního stoje, tak i k bipedální lokomoci, **stala se více orgánem podpůrným než uchopovacím**, i když má dosud i u člověka potenciální schopnost vývinu chápavých funkcí ruky, což dokazují nemocní se ztrátou horních končetin [34].

Aby mohla noha vykonávat všechny svoje funkce, **musí být dostatečně pevná (kosti, vazy), pohyblivá (síla a koordinace), vnímavá (exterocepce, propriocepce) a aktivní (souhrn výše uvedeného a funkční metabolismus)** [56].

Z plosky nohy jsou vybavovány reflexy uvádějící v činnost svalstvo vlastní nohy i celé dolní končetiny a trupu [56].

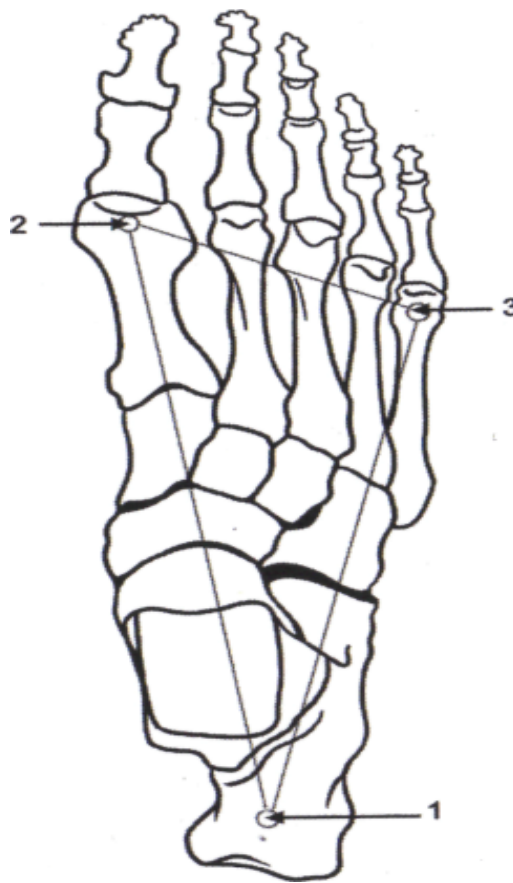
2.5. Zátěž nohy ve stoji

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

Aby bylo těleso stabilní, musí být podepřeno v minimálně třech bodech, kterými je definována tzv. plocha opory, a průmět těžiště musí do této plochy spadat. Normální noha má tedy tři body opory – *tuber calcanei*, hlavička 1. a 5. metatarsu [6].

Vařeka platnost třibodové opory ověřil sledováním pohybu COP (centre of pressure). Šest probandů se ve stojí na footscanu snažilo maximálně vychýlit v sagitální rovině, avšak tak, aby celá noha zůstala v kontaktu s podložkou. Na základě virtuální analýzy grafů sledoval Vařeka posturální funkci nohy. **Výsledky potvrdily teorii o třibodovém modelu nohy.** COP osciloval mezi patou, laterálním paprskem a 1. či 2. metatarssem [51]. Tyto oblasti zhruba odpovídají třibodovému modelu nohy, jak ho popisuje Kapanji [15].

Autoři se shodují v myšlence třibodové opory nohy, rozchází se ale v rozdělení zátěže na tyto jednotlivé body. Dungal zastává názor, že poměr rozdělení zátěže *calcaneus*, hlavička 1. a 5. metatarzu je 3.2:1 [6]. Věle udává rozdělení v procentech. 50% zátěže je na patě a zbytek na přednoží s maximem na palci [34]. Karas uvádí, že poslední výsledky ukazují, že 60% hmotnosti směřuje do zadní části nohy, a 40% do přední části nohy [17].



Obr. 7 : Ideální zatížení nohy ve stoji [33]

1 – *calcaneus*

2 – hlavička 1. metatarzu

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Vařeka upozorňuje ve své práci na to, že některé práce, vycházející z měření rozložení tlaků pod ploskou nohy, v posledních letech zcela zamítly klasický tříbodový model nohy [51].

2.6. Plantární tlaky

Plantární tlaky jsou **tlaky vznikající mezi ploskou nohy a podložkou nebo zemí při stoji, chůzi nebo jiných aktivitách. Jejich snímání poskytuje informaci o funkci a struktuře nohy** [24, 42].

Využívají se **při diagnostice i hodnocení terapie** jak u dětských, tak i u dospělých pacientů. Včasná diagnostika poruch chůze nám umožňuje rychleji a přesěji diagnostikovat nemoc a umožňuje začít včas s vhodnou terapií. Získaná data jsou užitečná pro diabetologii, neurologii, kožní, muskuloskeletální medicínu i jiná odvětví. Atypické zatížení nohy může být ukazatelem horšící se již přítomné patologie anebo impulzem pro změnu v dosavadním léčebném postupu, obouvání, ortéze, cvičebním programu nebo restrikci váhy [43].

Anatomické uspořádání chodidla vysvětluje velkou odolnost k jednotkovému zatížení, které je na noze bez úhony tolerováno, ačkoli v jiných místech těla vede i podstatně menší tlak k vývoji nekrózy. Důležitou roli při snášenlivosti tlaku hrají vlastnosti měkkých tkání. Při jejich větším množství je maximální hodnota tlaku díky jeho distribuci na větší plochu nižší. Nejdůležitější je v tomto směru tukový polštář, jehož množství za určitých okolností ubývá (stáří, nemoci) [24].

2.6.1. Distribuce plantárního tlaku ve stoji

U normálního zdravého chodidla přenáší **polovinu zatížení ve stoji okolní zadního opěrného bodu (pata)**. Třetinu zatížení přenáší okolí předního **vnitřního opěrného bodu, kde je hlavička první metatarsální kosti**. Šestinu

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
zatížení přenáší okolí vnějšího laterálního bodu, kde je hlavička páté metatarsální kosti [49].

Cavanagh zkoumal plantární tlaky při stoji u 107 jedinců se zdravýma nohama. Použil přístroj s rozlišením 1 senzor/cm². **Naměřené tlaky pod patou (průměrně 139 kPa) byly asi 2.6krát vyšší než v předonoží (průměrně 53 kPa). Největší zatížení předonoží se vyskytovalo pod 2. a 3. metatarsální hlavičkou. Pod prstci téměř žádné zatížení nebylo** [38].

Hennig při pokusu se 121 zdravými probandy použil přístroj s větším rozlišením (2 senzory/cm²) pro měření plantárních tlaků při stoji a chůzi. Třibodové zařízení se objevilo pouze u deseti z nich a největší tlak byl nalezen pod 3. metatarzem při stoji i chůzi. Jen třetina ze 121 dospělých jedinců měla v kontaktu s podložkou všech pět prstů u obou nohou, 3% nevykazovala kontakt palce se zemí. Palec se normálně zatěžuje ve stoji dvojnásobně více než ostatní prstce dohromady a zatížení se laterálním směrem postupně snižuje [59].

Dungl popisuje, že zatížení předonoží ve stoji je menší než zatížení paty. Plošný tlak pod hlavičkou metatarsů udává 5 – 15 N/ cm², pod patou 11 – 40 N/ cm². Ve své knize také uvádí poznatky Diebschlaga , který udává pro patu zatížení 75% a pro předonoží 25% celkové hmotnosti těla [6]. Lánik popisuje zatížení nohy ve stoji tak, že **z dvanácti částí je šest pod patou, dvě pod metatarsem a na každém dalším metatarsu je jedna část** [22].

Při porušení klenby nožní se buď zvětšují hodnoty tlakových sil (např. u vysoké nohy) nebo se jejich maxima přesunují na jiné oblasti chodidla (např. u příčně ploché nohy) [22].

2.6.2. Faktory ovlivňující plantární tlak

Vliv na velikost a rozložení plantárních tlaků při chůzi je dán **strukturou nohy, věkem , tělesnou hmotností, výškou těla, rozsahy pohybů v kloubech, aktivitou svalů, rychlostí a stylem chůze a charakterem povrchu** [54].

Chodidlo umožňuje přizpůsobit stoj a pohyb s ohledem na podloží, po kterém se pohybuje – chůzi po nakloněné rovině, ze svahu, po zamrzlém terénu apod. **Noha v podstatě rozděluje zatížení těla a sama je v různých svých částech při pohybu rozdílně zatěžována** [60].

2.7. Deformity nohy

Ze zevních faktorů se uplatňuje při vzniku deformit nohy **vedle celkové hmotnosti a délky stání zejména tvar obuvi**. Čím užší bota a vyšší podpatek, tím větší přetížení v oblasti hlaviček metatarzů. Delší statické zatížení nohy vede k jejímu prodloužení ve druhém paprsku až o 2 cm, zatímco v pátém jen o necelý centimetr. Rozsah deformity **závisí i na vnitřních faktorech jako síle svalů nohy, rigiditě vazivového aparátu, postavení a délce metatarzů, hypermobilitě a vrozené predispozici** [61].

Vlivem hormonálních změn na pevnost vaziva lze částečně vysvětlit výraznou prevalenci postižení u žen. Za rizikové období pro progresi či fixaci deformit považujeme zejména **graviditu a menopauzu a částečně i období puberty** [61].

Příčiny nesprávného zatěžování přednoží mohou být, zejména u dětí, i ve vyšších etážích pohybového aparátu [61].

V rámci naší diplomové práce **nás zajímá zejména plochá noha**, kterou Dungal definuje jako **abnormální snížení podélné klenby nohy nebo její vymizení** [6].

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

O jasném stanovení míry snížení podélné klenby se již autor nevyjadřuje. Další autoři plochost nohy hodnotí dle svých vlastních měřítek. Padovani člení bolestivé ploché nohy podle změn na čtyři stupně [43]. Pavlík dělí ploché nohy podle klinických příznaků dokonce na 7 stupňů [23], Stryhal rozděluje plochou nohu podle obtíží a tvaru do čtyř stupňů [29, 30]. Šmiřák rozdělil plochou nohu na mírně, středně a silně plochou podle velikosti poměru plantogramu k celkové ploše plosky nohy [31], Hněvkovský rozdělil plochou nohu z klinického hlediska na čtyři stupně [12]. Tomuto dělení se věnovali také další autoři jako např. Kubát či Fajta s Bozděchem [9, 20].

Plochá noha může být tzv. vrozeně plochá, kam patří rigidní a flexibilní plochá noha, nebo získaně plochá, způsobená např. chabostí vazů, svalovou slabostí, svalovou dysbalancí, kontrakturami či artritickými patologiemi [6]. V rámci diplomové práce hodnotíme probandy, kteří v anamnéze nemají vrozené plochonoží.

Deformitami nohou se podrobně zabývají např. Dungal, Fait a další autoři [6, 9].

2.8. Vliv obuvy na nohu

Dříve obuv chránila nohu při pohybu přes nerovný a drsný terén v proměnlivém počasí [59]. V současnosti díky dlouhodobému nošení obuvi **nohy nedostávají dostatečné podněty k svalové činnosti ani dostatečný prostor k pohybu.** K tomu se ještě často připojuje chůze převážně po rovném terénu, který nepřispívá k vytvoření správné svalové funkce nohy [20, 21]. **Vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén.** Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Nošení bot funguje jako dlaha [34].

Každý faktor škodící vývoji normální klenby vede k nízké proporcii vysoce stavěné klenby a k ploše noze, jak můžeme vidět u dětí nosících obuv. **Zdá se, že**

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
boty s uzavřenou špičkou inhibují vývoj klenby více než pantofle či sandály. Může tak být proto, že vnitřní svalová aktivita je nutná pro udržení pantoflí proti jejich spadnutí z nohy [45].

Tomuto tvrzením oponuje Hermachová, která jako významný faktor způsobující dysfunkci prstců považuje nošení pantoflí bez pásku jistícího obuv na patě. Tento typ obuvi způsobuje, že ve chvíli odvalu špičky nohy, kdy má dojít k aktivní opoře o prstce, tudíž k aktivitě směrem k flexi, jsou prstce nuceny zachytit obuv svou aktivní extenzí, aby z nohy nespadla. Takováto obrácená aktivita častým nošením pantoflí následně mění fyziologickou aktivitu prstců jak ve stoji, tak při chůzi [53].

Jednou z nejvíce postižených skupin, které nosí nevhodnou obuv, jsou děti. Přestože se více jak 99% dětí rodí se zdravýma nohama, do školy přichází již více než 30% školáků s deformitami, které se časem prohlubují [11].

Sachithanandam analyzoval jsme statické snímky nohy 1864 skeletálně zralých jedinců pro stanovení vlivu věku, ve kterém nošení obuvi začalo ovlivňovat vývoj ploché nohy. Incidence byla 3.24% u těch, kteří začali nosit obuv před dosažením 6 let věku, 3.27% u těch, kteří začali obuv nosit mezi 6 a 15 lety a 1.75% u těch, kteří obuv začali nosit v 16 letech. **Výskyt ploché nohy byl největší u těch, kteří jako děti nosili boty přes osm hodin denně.** U obézních jedinců a jedinců s laxitou vaziva byl výskyt ploché nohy vyšší. I po úpravě těchto dvou možností, významně vyšší výskyt ploché nohy byl u jedinců, kteří začali s nošením obuvi před šestým rokem kalendářního věku [47].

O používání obuvi je známo, že zvyšuje riziko vzniku vbočeného palce a že snižuje výskyt vybočeného palce [39, 40, 48].

2.9. Terapie

Cvičení nožních svalů (jak krátkých, tak dlouhých) chůzí po členitém terénu je důležité pro dobrou funkci nohy i její klenby [34].

Cvičení, která simulují prostředí evolučních podmínek, nohu stimulují a udržují ji v dobré kondici [46]. Stejně důležité je i odstraňování pohybových omezení kloubů na noze a korekce postavení femuru, které hodnotíme podle směřování pately, která normálně míří ve směru osy nohy [34].

Z hlediska pasivní prevence je důležitá **pohodlná široká obuv** na polovysokém podpatku a zamezení dlouhodobého stání zejména v široce otevřeném postoji. U dětí je vhodná **chůze na boso** zejména po nerovném terénu [53]. Noha také nesmí být přetěžována, aby nedocházelo k velkému namáhání kloubních pouzder a ligament [32].

Konzervativní léčbu je nutno zahájit u získaných deformit již v časném stádiu před rozvojem fixovaných změn. **Operační řešení** je indikováno až při selhání konzervativního způsobu léčby nebo při fixovaných těžkých deformitách a zhoršujících se vrozených poruchách k prevenci trvalých deformit [6].

2.10. Svalová zřetězení spojená s flexí prstců

Do oblasti kolena a nohy zasahují dlouhé funkční řetězce probíhající od horních končetin přes záda až na dolní končetiny, kde mohou působit bolestivé potíže sekundárně nejen v oblasti kolena, ale mohou ovlivnit i funkci nohy. Zřetězené funkční vztahy mezi dolními končetinami a osovým orgánem existují v obou směrech [34].

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
Je-li porušena rovnováha uvnitř svalového řetězce, mohou vznikat různé poruchy držení těla [34].

Jako příklad zapojení flexe prstců do svalového řetězce uvádíme svalové řetězce z konceptu proprioceptivní neuromuskulární facilitace, jak je uvádí Holubářová [13]:

I. diagonála – extenční vzorec – základní provedení:

- *m. flexor digitorum longus, m. flexor digitorum brevis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis, m. flexor digiti minimi, m. quadratus plantae, mm. interossei plantares, mm. lumbricales, m. gastrocnaemius pars lateralis, m. soleus pars lateralis, m. peroneus longus, m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. biceps femoris* jako extenční komponenta kyčle, svalové komponenty kolenního kloubu se zapojují dle varianty diagonály

II. diagonála – extenční vzorec – základní provedení

- *m. flexor digitorum longus, m. flexor digitorum brevis, m. flexor hallucis longus, m. flexor hallucis brevis, mm. interossei plantares, mm. lumbricales, m. quadratus plantae, m. plantaris, m. gastrocnaemius – pars medialis, m. soleus – pars medialis m. tibialis posterior, m. gluteus maximus, m. piriformis, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. obturatorius internus, m. quadratus femoris, m. adductor magnus, m. semitendinosus* – jako extenční komponenta kyčle, *m. semimembranosus* – jako extenční komponenta kyčle, svalové komponenty kolenního kloubu se zapojují dle varianty diagonály

2.11. Metody hodnocení klenby nožní

Analýza klenb nožních je jedním z nosných prvků diplomové práce, proto zde uvedeme některé z možností analýzy klenb nožních.

Základní vyšetřovací metody

Základní vyšetřovací metody klenby nožní se dají rozdělit na metody založené na analýze obrazu – statické, dynamické, 2D a 3D apod., či metody využívající technologie k získání reálných otisků nohy [6].

2.11.1. Metody založené na analýze obrazu

2.11.1.1. Plantografie

Vizualizovaný kontakt nohy s podložkou lze stručně označit jako plantogram. Důležité je využití plantogramu při posuzování klenby nohy z hlediska ortopedického a klinického, anatomického, rehabilitačního aj. Velmi užitečná je kombinace plantogramů s rtg snímkami kostry nohy [16, 50].

Existuje mnoho metod získávání plantogramu. Je možné pořídit 2D obraz kontaktu chodidla s podložkou. Přímý otisk chodidla získáme např. pomocí plantografu (viz níže). Můžeme také hodnotit pohledem pouze aktuální obraz otisku chodidla např. s využitím podoskopu (viz níže). Speciálním případem je sledování kontaktních sil či distribuce plantárního tlaku, ze kterých se plantogram rekonstruuje. K tomuto účelu je možné využít některou z forem pedobarografu, např. footscan (viz níže). Pedobarografy jsou schopny snímat kontakt podložky a plošky jak staticky, tak dynamicky.

Plantograf (podograf)

Plantograf je nízká krabice z umělé hmoty, v ní je umístěn pohyblivý rám, ve kterém je napjatá gumová membrána. Spodní strana membrány se potře inkoustem a přiloží na čistý papír, určený ke snímání otisku. Typy plantografů mohou být různé, avšak funkce a základní princip zůstávají stejné [55]. Plantografy umožňují plošný otisk chodidla bez jeho znečištění [2].

Podoskop (pedobaroskop)

Podoskop je nášlapné zařízení ve tvaru krychle, které přenáší obraz plosek nohou pomocí zrcadel. Takto registrovaný kontakt nohy s podložkou lze opět nazývat plantogram nebo podogram [55]. V místech kontaktu nohy s podložkou vzniká různý tlak, který je závislý na tíze osoby, tvaru plosky (a kvalitě klenby) nohy, na fázi a rychlosti lokomoce, způsobu lokomoce atd. [16].

Pedobarograf – zařízení pro měření statických a dynamických tlaků

Pedobarograf je zařízení pro měření rozložení tlaků pod ploskou nohy. Takovýchto zařízení a metod pro měření rozložení tlaků už byla sestrojena a použita celá řada. První dokumentovanou metodou byl systém statické šlépěje podle Forstala v roce 1925, první dynamické metody použil Morton v roce 1930. Od té doby se již používají přístrojové metody, silové desky, zátěžové buňky, stélky bot a tlakové podložky pro studium a analýzu rozložení tlaku. Kvalita záznamu z pedobarografu a jeho informační hodnota je ve srovnání se stopou získanou běžným otiskem nohy na papír pomocí kontrastní barvy nesrovnatelně větší, i pouhá vizuální analýza obrazu reakce nohy umožňuje velmi dobře určit oblasti rozdílných tlaků na tuhou podložku [55, 63]. Současné pedobarografy jsou komplikovaná zařízení, která umožňují digitální zpracování distribuovaného tlaku při kontaktu s ploskou nohy. Tyto přístroje jsou vyráběny různými firmami, liší se v softwarovém i hardwarovém vybavení, ale princip měření mají v podstatě stejný. Na fakultě je k dispozici např. systém Footscan fy. RS-Scan [65]. Z ostatních výrobců lze jmenovat např. Billa Fergusona [62] nebo Piedmont Orthotic Laboratory [64].

2.11.1.2. Hodnocení klenby nožní přímým zobrazením kostních tkání

Klenbu nožní můžeme hodnotit na základě přímého zobrazení kostních tkání rentgenem, magnetickou rezonancí či computerovou tomografií. Tento typ

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
hodnocení je finančně náročný a pro praxi komplikovaný, proto se využívá pouze v klinicky indikovaných případech [6].

2.11.2. Metody využívající technologie k získání reálných otisků nohy

Je možné hodnotit sádrové odlitky nohy, plastické poloformy, otisky do nášlapné krabice apod. [14].

2.12. Vyhodnocování plantogramů

Protože v rámci práce je využita metoda založená na hodnocení obrazu, bude v následující části dále popsán způsob hodnocení plantogramů. Hodnotí se např. výška klenby nožní, či rozložení plantárních tlaků. Metody se dle jednotlivých autorů významně liší. Nejčastěji se hodnotí výška klenby nožní, kdy autoři porovnávají šířku plantogramu v různých úsecích s jimi danými parametry. V praxi se využívá zejména „Chippeaux indexu“ a „Schwartz-Clarke“ úhlové metody pro posouzení příčné klenby nohy, metoda dle Godunova, Mayerova metoda, metoda segmentů, indexová metoda, metoda dle Sztritera – Godunova a metoda vizuálního škálování [2, 15, 17, 18, 26].

2.12.1. Metoda Chipaux – Šmiřák [19]

Plantogram informuje svým tvarem o stavu klenby nožní. Za základní měřítko můžeme považovat poměr mezi největší a nejmenší šířkou plantogramu. Tato místa se měří na kolmicích k laterální tečně plantogramu. U ploché a normálně klenuté nohy hodnotíme dle procentové hodnoty poměru mezi nejužším a nejširším místem plantogramu. U nohy vysoké dle velikosti mezery mezi otisknutou patní a přední částí plantogramu v cm (citace somatometri nohy). Výsledné hodnocení klenby se opírá o tzv. **index nohy**, který se spočítá jako podíl nejužšího místa plantogramu k nejširšímu udaný v procentech (obr. 8).

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 8 : schéma pro výpočet

Metoda plantogramy vyhodnocuje následovně:

noha plochá:

1. stupeň od 45,1% do 50% - mírně plochá
2. stupeň od 50,1% do 60% - středně plochá
3. stupeň od 60,1% do 100% - silně plochá

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 9 : Zleva plantogram 1. – 3. stupně ploché nohy [19]

noha vysoká:

1. stupeň od 0,1 cm do 1,5 cm – mírně vysoká
2. stupeň od 1,6 cm do 3,0 cm – středně vysoká
3. stupeň od 3,1 cm výše – velmi vysoká

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 10 : Zleva plantogram 1. – 3. stupně vysoké nohy [19]

noha normálně klenutá:

1. stupeň od 0,1% do 25%
2. stupeň od 25,1% do 40%
3. stupeň do 40,1% do 45%

Obr. 11 : Zleva plantogram 1. – 3. stupně normálně klenuté nohy [19]



3. Cíle, hypotézy a charakteristika práce

3.1 Cíl práce

Cíl byl stanoven s ohledem k předpokládanému rozsahu práce a časovým a přístrojovým možnostem laboratoře Biomechaniky Extrémních Zatěžování (BEZ), kde probíhala experimentální měření.

Cílem práce je ověřit, zda má míra mechanické interakce prstců s podložkou vliv na výšku klenby nožní ve stoji.

Pro splnění cíle práce bylo třeba splnit tyto úkoly:

- na základě rešerše dostupné literatury týkající se sledovaného problému vytvořit teoretický základ
- získat, zpracovat a vyhodnotit potřebná data, kterými byly výška klenby nožní a míra silového působení prstců na podložku ve stoji

3.2. Hypotézy

Hypotézy byly stanoveny na základě rozboru literatury, týkající se dané problematiky a s ohledem na splnění cíle diplomové práce.

1. výška klenby nožní souvisí s mírou silového působení prstců na podložku ve stoji
2. silové působení prstců na podložku ve stoji může být (v návaznosti na první hypotézu) měřítkem kvality funkce nohy

3.3. Charakteristika diplomové práce

Tato diplomová práce je experimentální studií, jejíž výsledky jsou podloženy vyhodnocenými daty. Tato byla získána při měření 17 náhodně vybraných probandů. Výzkumná práce tedy nebyla vypracována na základě výzkumu reprezentativního vzorku populace a výsledky této práce nemohou být zobecnitelné.

Všichni probandi podepsali informovaný souhlas se zveřejněním výzkumu a metodika výzkumu byla schválena etickou komisí FTVS Karlovy Univerzity.

4. Experimentální část

4.1. Metodika

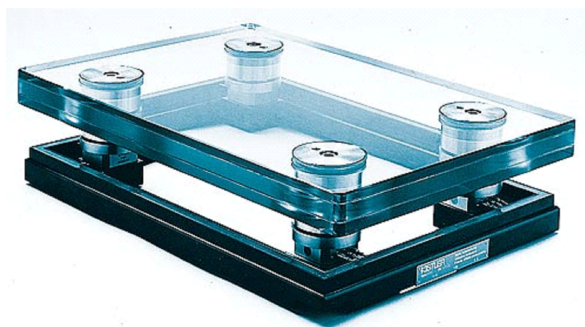
Experiment byl navržen a proveden tak, aby v rámci možností co nejefektivněji umožnil naplnění cíle diplomové práce. V dalších kapitolách je popsán výběr probandů, protokol a podmínky sběru dat a jejich následné zpracování a vyhodnocení.

4.1.1. Výběr a charakteristika probandů

Probandi pro diplomovou práci byly náhodně vybráni z řad vysokoškolských studentů různých fakult Karlovy univerzity. Žádný z probandů neměl diagnostikovanou jakoukoliv vrozenou vadu pohybového systému. *Status praesens* probandů byl bez patologického nálezu.

4.1.2. Odběr plantogramů

K odběru plantogramu byla využita skleněná deska Kistler se speciálním rámem pro umístění fotoaparátu. Plantogram byl odebrán během přirozeného stoje probanda digitálním fotoaparátem s konstantním nastavením.



Obr. 12 : Odběr plantogramu

4.1.3. Hodnocení plantogramů – vlastní metodika

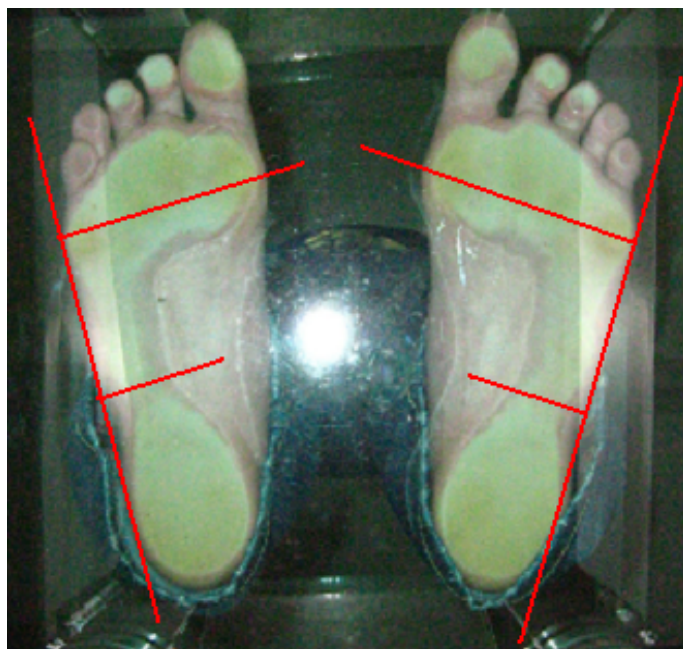
Při analýze plantogramů se projevila nízká citlivost metody Chipaux-Šmiřák (kap. 2. 12. 1.), která téměř všechny nohy probandů vyhodnotila jako normálně klenuté. Na základě provedených vyšetření a pořízených plantogramů, viz. kap. 4.1.2., jsme provedli korekci metody za účelem zvýšení její rozlišovací schopnosti. Korekce metody spočívala v zpřísnění hodnocení normální nohy. Dle aspekce nohy ve stoji jsme nohy několika probandů subjektivně hodnotili jako výrazně ploché, dle metody Chipaux-Šmiřák však byly hodnoceny jako normální. V rámci našich probandů jsme tudíž provedli korekci, kdy jsme stanovili, které nohy byly dle vyšetření aspekci normální, a dle toho jsme upravili hodnocení indexu nohy. Je zde na místě poznamenat, že metoda Chipaux-Šmiřák je formalizovaný individuální přístup na podíl dvou čísel, a v dostupné literatuře není uvedeno opodstatnění výsledného rozdělení do skupin. Stejně je tomu tak u dalších dnes běžně využívaných metod hodnocení plantogramů. Tyto metody se opírají pouze o subjektivní pohled tvůrců těchto metod. Z biomechanického hlediska se jedná o rozlišení fyziologie velikosti sil, které klenbu podpírají. Zda jsou příliš silné, či slabé. V kap. Diskuse se vracíme k vlivu hodnocení klenby na výsledek celé práce a k vyplývajícím závěrům pro další výzkum.

V tab. 1 uvádíme srovnání naší vlastní klasifikace s klasifikací dle metody Chipaux-Šmiřák.

metoda Chipaux-Šmiřák		korekce pro diplomovou práci	
Chipaux index	typ klenby	Chipaux index	typ klenby
0,1 - 45	normální klenba	20 – 36	normální klenba
45,1 a více	plochá noha	36,1 a více	plochá noha
chybí kontakt	vysoká noha	do 19,9	vysoká noha

Tab. 1: Korekční tabulka

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
Následující obrázky dokumentují aplikaci upravené metodiky a uvádí srovnání s původním hodnocením metody Chipaux-Šmiřák.



Obr. 13 : Vyznačení nejužšího a nejširšího místa plantogramu dle metody Chipaux-Šmiřák

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 14 : Proband 1, index levé nohy 33, pravé 37, dle metody
Chipaux-Smiřák normálně klenutá noha bilaterálně, dle naší metody
normálně klenutá noha bilaterálně

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 15 : Proband 2, index levé nohy 8, pravé 25, dle metody Chipaux-Smiřák normálně klenutá noha bilaterálně, dle naší metody **vysoká levá noha, normální noha pravá**

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

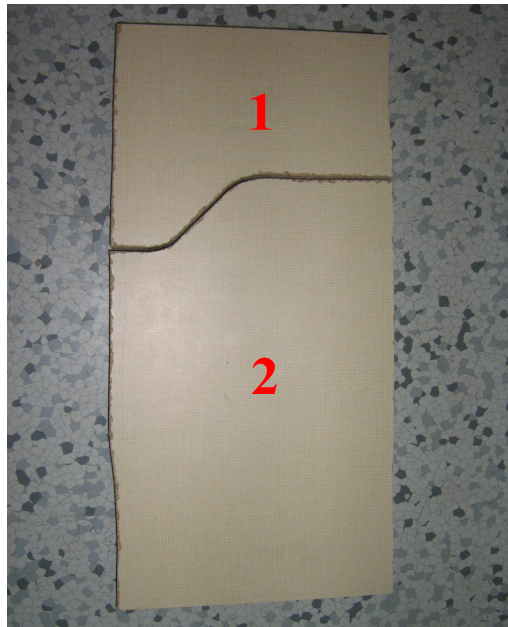


Obr. 16 : Proband 9, index levé nohy 42, pravé 42, dle metody Chipaux-Smiřák normálně klenutá noha bilaterálně, dle naší metody **plochá noha bilaterálně**

4.1.4. Sběr dat silového působení prstců a nohy

Za účelem detekce silového působení prstců a nohy na podložku byly v rámci práce vytvořeny speciální podložky (obr. 17) pro měření kontaktních sil na dynamometrických deskách Kistler® (dále jen Kistler deska).

Podložky byly připravovány vždy dle individuálního tvaru nohy daného probanda. Svými do sebe zapadajícími konci (obr. 17, pozice 1 a 2) kopírovaly linii metatarsophalangeálních kloubů.

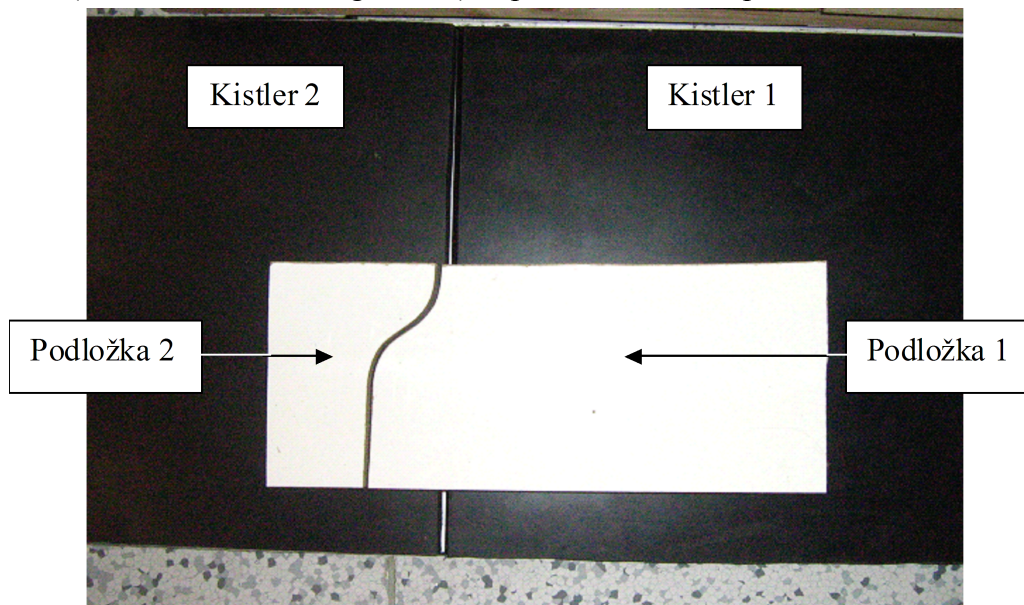


Obr. 17 : Speciální podložky

Podložky stály na rozhraní dvou dynamometrických deskách tak, aby přes menší podložku bylo detekováno silové působení prstců na podložku a přes větší podložku pak silové působení zbytku nohy na podložku.

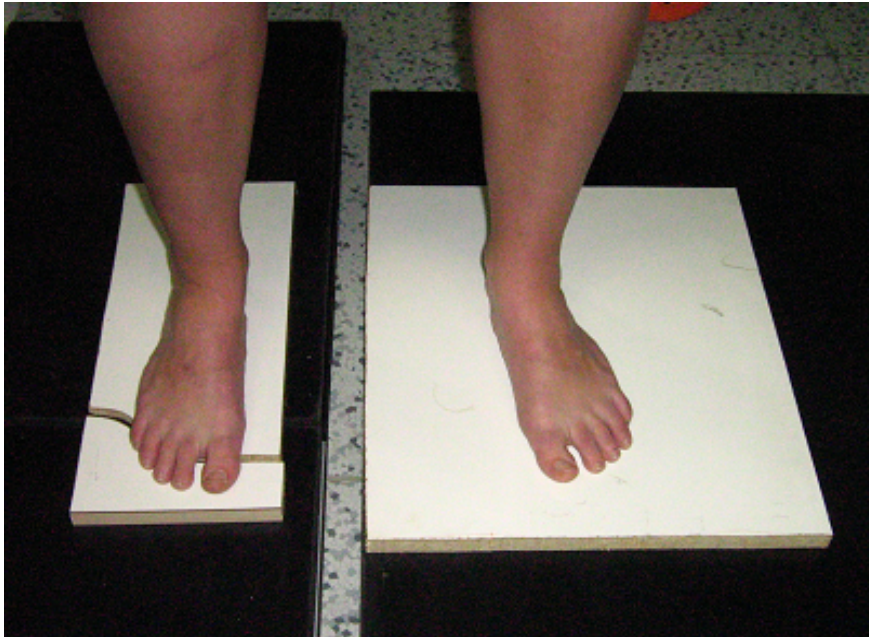
Uspořádání experimentu je patrné z obr. 18 a z obr. 19.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 18 : Umístění podložek na deskách Kistler

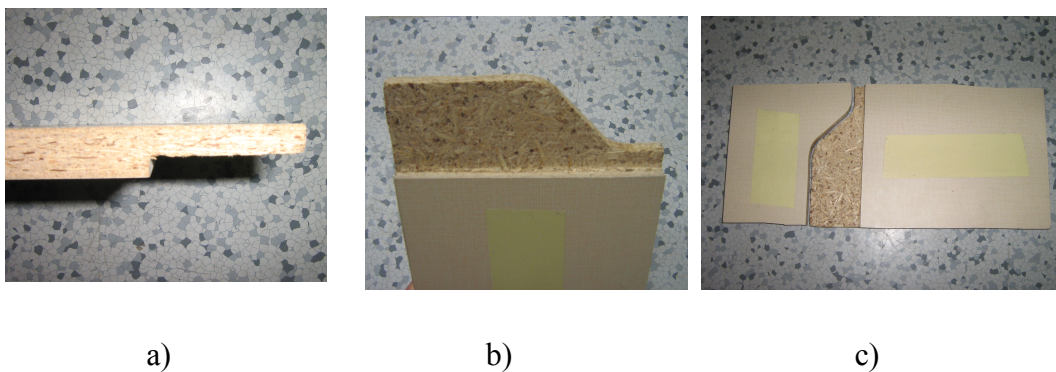
(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 19 : Poloha nohou při měření

Podložka (1) přesahovala přes svou měřicí Kistler desku, a proto byla zesponu zhruba o 5 milimetrů seříznuta, aby nedocházelo k přenosu silového působení na dynamometrickou desku měřící silové působení prstců. Úprava je patrná z obr. 20 (a - pohled z boku; b - detail seříznutí, c - kompletní podložka zesponu).

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 20: Seříznutí podložky

Detail umístění podložek na deskách Kistler ukazuje obr. 21.



(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Obr. 21: Seřiznutí podložky z boku, detail uložení na

4.1.5. Průběh měření

Měření probíhalo v přirozeném stoji probanda pro každou nohu zvlášť.

Pro zajištění symetrické zátěže obou končetin byl vyrovnáván výškový rozdíl mezi měřenou a neměřenou končetinou daný použitím měřících podložek, viz obr. 22.

Úskalím pokusu bylo pevné uložení Kistler desek, které jsme nemohli polohovat dle zevní rotace chodidel probanda v jeho přirozeném stoji. Proto si proband před vlastní po zapolohování měřené končetiny druhou končetinou pohodlné, přirozené polohy. Následně se z pacienta, vždy individuálně, dle zevní rotace měřeného chodidla, viz obr. 23.



Obr. 22: Pozice při měření zatížení pravé nohy

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>



Obr. 23 : Změna orientace frontální roviny dle přirozeného stoje

V rámci samotného experimentu stál proband v klidu stanovenou dobu, během které se zaznamenávala data do programu Bioware.

Měřící protokol

Doba měření: 240 sec.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Frekvence záznamu dat: 500 Hz
Zařízení: Kistler 9825
Teplota: 20 °C
Stoj: přirozený stoj

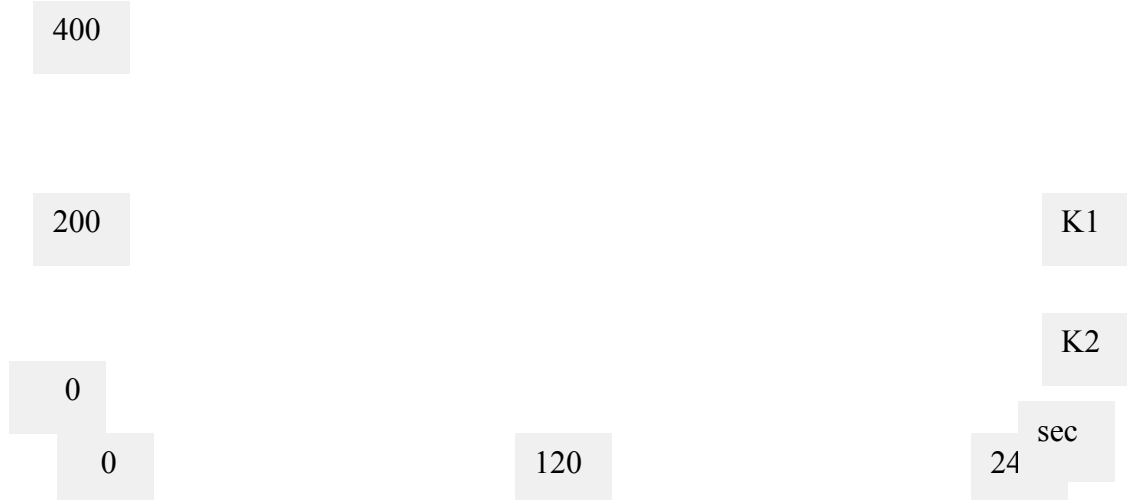
4.1.6. Zpracování a příprava dat pro vyhodnocení

Data z obou desek byla zaznamenávána přes speciální kartu počítačem a upravena k dalšímu zpracování v softwaru Bioware, který je dodáván firmou Kistler spolu se zařízením. Finální vyhodnocení proběhlo v tabulkovém procesoru Microsoft Excel.

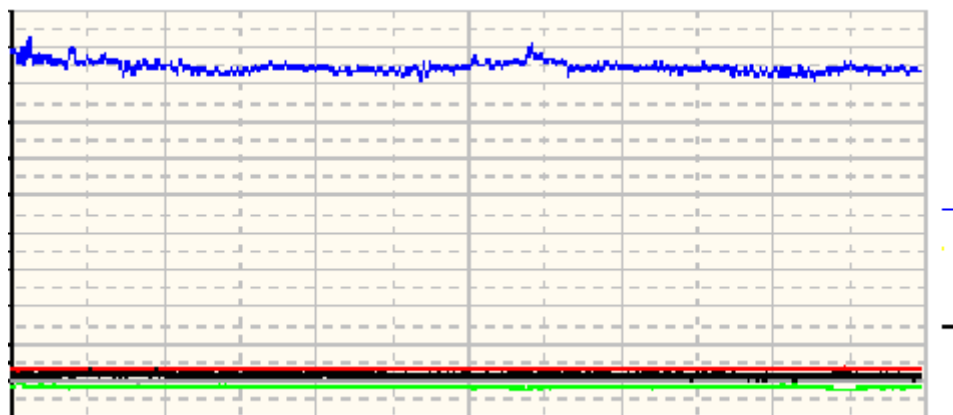
Z celkového čtyřminutového záznamu byly hodnoceny úseky s co nejstabilnějším průběhem viz graf 1.

N

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/



Graf 1 : Průběh naměřených dat a vyznačený úsek vybraný k vyhodnocení
(K1 – Kistler deka 1, K2 – Kistler deska 2)



Získaná data po zpracování poskytla následující informace:

1. stanovení hmotnosti probanda

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

2. průměrné silové působení prstců na podložku
3. průměrné silové působení zbytku nohy na podložku

4.1.7. Vyhodnocení dat

Data byla vyhodnocována pro každého probanda zvlášť. Každá jeho noha byla dle naší metodiky (kap. 4.1.3.) zařazena do jedné ze tří zmíněných skupin klenb – plochá, normální, vysoká. Zároveň bylo z vybraného úseku dat (obr. 20) naměřených na dynamometrických deskách Kistler vypočítáno průměrné silové působení prstců a zbytku nohy na podložku také pro pravou a levou nohu zvlášť. Tato data byla následně uspořádána do tabulky (2). Kritériem uspořádání tabulek byla klasifikace klenby. Pro snazší orientaci jsou jednotlivé typy klenb odlišeny barevně.

Měření	Silové působení prstců [N]	Silové působení zbytku nohy [N]	Index nohy	Klenba
1	0	346	49	plochá
2	2	358	42	plochá
3	9	427	42	plochá
4	4	257	38	plochá
5	7	274	40	plochá
6	7	336	55	plochá
7	19	374	42	plochá
8	4	258	43	plochá
9	19	287	30	norma
10	4	360	27	norma
11	11	368	22	norma
12	7	348	25	norma
13	13	370	25	norma
14	4	294	24	norma
15	13	319	28	norma
16	10	276	20	norma
17	1	438	36	norma
18	12	319	20	norma
19	5	313	33	norma
20	19	274	36	norma

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

21	9	315	33	norma
22	7	346	33	norma
23	0	354	25	norma
24	9	276	32	norma
25	14	296	32	norma
26	7	286	28	norma
27	22	570	36	norma
28	16	440	28	norma
29	2	393	10	vysoká
30	7	317	16	vysoká
31	8	332	18	vysoká
32	21	392	8	vysoká
33	11	319	13	vysoká
34	4	268	19	vysoká

Tab. 2 : Výzkumný soubor

Pře

dmětem finálního vyhodnocení byl poměr průměrného silového působení prstců a zbytku nohy na podložku, stanovený jako procentuální podíl silového působení prstců vzhledem k celkovému silovému působení nohy:

(1)

kde p označuje příslušný poměr, z_p označuje označuje silové působení prstců na podložku a z_n silové působení zbytku nohy na podložku. Výsledky jsou uspořádány do tabulky (3).

Měření	p
1	0
2	0,56
3	2,06
4	1,53
5	2,49
6	2,04
7	4,83
8	1,53
9	6,21
10	1,1
11	2,9
12	1,97
13	3,39
14	1,34
15	3,92
16	3,5

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

17	0,23
18	3,63
19	1,57
20	6,48
21	2,78
22	1,98
23	0
24	3,16
25	4,52
26	2,39
27	3,72
28	3,51
29	0,51
30	2,16
31	2,35
32	5,08
33	3,33
34	1,47

Tab. 3 : Poměr p

5. Výsledky

Následující tabulky (4) a (5) obsahují výsledky uspořádané podle typu klenby a pro přehlednost rozdělené pro pravou a levou nohu zvlášť. Jednotlivé typy klenb jsou pro lepší orientaci odlišeny barevně. V tabulce uvádíme hmotnost, silové působení prstců na podložku, silové působení zbytku nohy na podložku, index nohy a výsledný poměr p dle rovnice (1), který byl předmětem závěrečného vyhodnocení.

Proband	Hmotnost	Silové působení prstců [N]	Silové působení zbytku nohy [N]	p	Index nohy	Klenba
1	73,8	0	346	0	49	plochá
2	74,3	2	358	0,56	42	plochá
3	84,7	9	427	2,06	42	plochá
4	59,8	4	257	1,53	38	plochá
5	58,0	7	274	2,49	40	plochá
6	64,7	19	287	6,21	30	norma
7	71,5	4	360	1,1	27	norma
8	78,0	11	368	2,9	22	norma
9	77,0	7	348	1,97	25	norma
10	82,1	13	370	3,39	25	norma
11	59,0	4	294	1,34	24	norma
12	63,1	13	319	3,92	28	norma

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

13	56,6	10	276	3,5	20	norma
14	109,9	1	438	0,23	36	norma
15	65,0	12	319	3,63	20	norma
16	84,3	2	393	0,51	10	vysoká
17	61,2	7	317	2,16	16	vysoká

Tab. 4 : Výsledky silového působení pravé končetiny

Proband	Hmotnost	Silové působení prstců [N]	Silové působení zbytku nohy [N]	p	Index nohy	Klenba
1	73,8	7	336	2,04	55	plochá
3	84,7	19	374	4,83	42	plochá
5	58,2	4	258	1,53	43	plochá
2	74,3	5	313	1,57	33	norma
4	59,8	19	274	6,48	36	norma
6	64,7	9	315	2,78	33	norma
7	71,5	7	346	1,98	33	norma
9	77,0	0	354	0	25	norma
11	59,1	9	276	3,16	32	norma
12	63,2	14	296	4,52	32	norma
13	56,6	7	286	2,39	28	norma
14	109,9	22	570	3,72	36	norma
16	84,0	16	440	3,51	28	norma
8	78,1	8	332	2,35	18	vysoká
10	82,3	21	392	5,08	8	vysoká
15	65,2	11	319	3,33	13	vysoká
17	61,1	4	268	1,47	19	vysoká

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/

Ze sledovaných poměrů pro jednotlivé probandy byl následně vypočten **aritmetický průměr** (tab. 6).

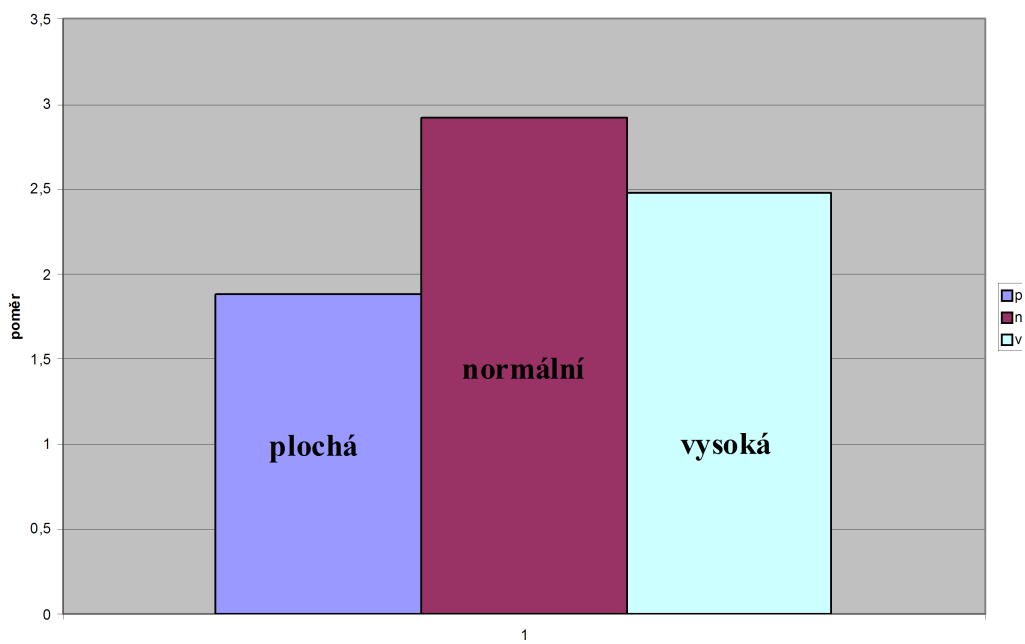
	Plochá klenba	Normální klenba	Vysoká klenba
p	1,88	2,92	2,48
Směrodatná odchylna	1,8318	2,732255	2,083788889
Počet měření	8	20	6

Tab. 6 : Výsledky

Tab. 5 : Výsledky silového působení levé končetiny

Pro větší přehlednost byly hodnoty vyneseny do grafu (graf 2).

Graf 2: Výsledné hodnoty průměru sledovaného poměru dle jednotlivých typů klenb



Z výsledků je patrné, že plochá noha má v případě našich probandů průměrně nižší procentuální silové působení prstců na podložku, než noha probandů s normální klenbou. Vysoká noha měla u našich probandů také v průměru procentuálně menší silové působení prstců na podložku než noha s normální klenbou, ne však tak výrazně.

6. Kontrola rozdílnosti zjištěných veličin pomocí T- testu

Přestože práce má charakter pilotní studie a počet vzorků pro statistické hodnocení je spíše nedostatečný, bylo provedeno posouzení rozdílnosti využitím standardní statistické metody – T-testu. Kapitola je chápána demonstrace postupů, které by bylo nezbytné provést při vyhodnocování případné rozsáhlejší studie pro zaručení validity výsledků. Použití T-testu pro hodnocení rozdílnosti dvou výběrů je podmíněno jejich normálním rozložením, které jsme v případě našeho měření předpokládali.

T-test byl proveden v prostředí programu MS Excel, který vypočítává hladinu statistické významnosti v porovnání 2 souborů sledovaných veličin. Porovnávány byly:

1. data plochých a normálních nohou
2. data vysokých a normálních nohou

Za statisticky významný rozdíl v rámci posuzování biologických systémů lze považovat hodnoty od hladiny 0,05 a lepší [28].

(Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/
Data byla uspořádána do tabulky (tab. 7) a byl zkontrolován jejich rozptyl. T-test byl proveden jako nepárový pro nesterjně velké soubory dat s rozdílnými rozptyly.

noha	plochá	normální	vysoká
	0	6,21	0,51
	0,56	1,1	2,16
	2,06	2,9	2,35
	1,53	1,97	3,33
	2,49	3,39	5,08
	2,04	1,34	1,47
	4,83	3,92	
	1,53	3,5	
		0,23	
		3,63	
		2,78	
		1,98	
		2,39	
		1,57	
		3,51	
		0	
		3,16	
		4,52	
		3,72	
		6,48	
průměr	1,88	2,915	2,483333333
rozptyl	1,8318	2,732255	2,083788889
ttest	0,062368068		0,289368203

Tab. 7 : Hodnoty poměru využití prstů p a výsledky T-testu

Výsledky jsou následující:

1. V rámci porovnávání plochých a normálních nohou nám hladina statistické významnosti 0,06 dává možnost domnívat se, že při vyšším počtu vzorků by se rozdíl mezi využitím prstů u ploché a normální nohy jevil jako statisticky významný.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

2. V rámci porovnávání normálních a plochých nohou se hladina statistické významnosti nejeví jako významná. To znamená, že pro daný počet měření nebyl nalezen rozdíl pro využití prstců mezi normální a vysokou nohou.

Vzhledem k velmi malému počtu vzorků nejsou tyto závěry zobecnitelné a mohou se mýlit. Práce je uvádí spíše z metodického hlediska a jako možný podklad pro případné další navazující studie.

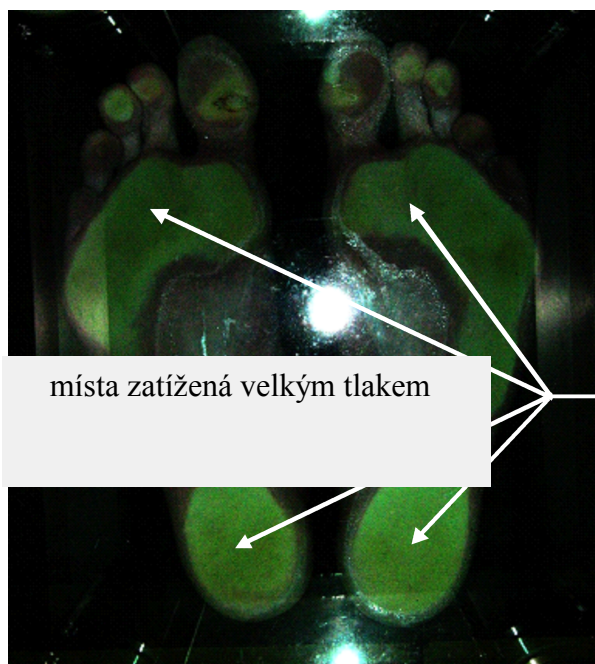
7. Diskuse

Navržená metodika výzkumu byla aplikována pouze na malý počet probandů. I přes to dává poměrně přesnou představu o tom, jak silové působení prstců na podložku v přirozeném stoji souvisí s klenbou nožní.

Do výzkumu v rámci této diplomové práce zasahují dvě proměnné. První z nich je výška a kvalita klenby nožní, druhou z nich je silové působení prstců na podložku v přirozeném stoji probanda.

Silové působení nohy na podložku jsme rozdělili v této práci na silové působení prstců a na silové působení zbytku nohy. Pro další práce by bylo vhodné zaměřit se na vzhled plantogramu v korelaci se silovým působením jednotlivých prstců. Takový výzkum již vyžaduje finančně náročnější zařízení.

Je velice důležité upozornit na to, že první proměnná, kterou pro nás představuje hodnocení klenby nožní, velice ovlivňuje výsledky výzkumu. **Pro zjištění vlivu této proměnné na výsledky výzkumu jsme zkusili modifikovat metodu analýzy plantogramů.** Zaměřili jsme se na sledování prokazatelných velkých ploch zatížených max. tlakem. Aby plocha maximálního zatížení byla zřetelná, upravili jsme snímky v programu pro úpravu fotografií zvýšením kontrastu. Pokud tato plocha byla přerušena, hodnotili jsme tuto klenbu jako vysokou (obr. 24).



noha původně hodnocená jako normální noha, nyní
jako vysoká noha

Noha na obr. 24 byla hodnocena jako normální, protože kontaktní plocha byla dle našeho hodnocení v normě. Při hodnocení míst maximálního zatížení tlakem (obr. 24) je ovšem tato plocha přerušovaná, nohu tedy nyní hodnotíme jako vysokou. **Tato změna výrazně ovlivnila zastoupení normální a vysoké klenby**, viz tab. (8) a tab. (9). Velké procento klenb hodnocených jako normální bylo po změně hodnoceno jako noha vysoká.

Proband	Hmotnost	Silové působení prstců [N]	Silové působení zbytku nohy [N]	p	Index nohy	Klenba
---------	----------	----------------------------	---------------------------------	---	------------	--------

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

1	73,8	0	346	0	49	plochá
2	74,3	2	358	0,56	42	plochá
3	84,7	9	427	2,06	42	plochá
4	59,8	4	257	1,53	38	plochá
5	58	7	274	2,49	40	plochá
6	64,7	19	287	6,21	30	norma
7	71,5	4	360	1,1	27	norma
9	77	7	348	1,97	25	norma
13	56,6	10	276	3,5	20	norma
14	109,9	1	438	0,23	36	norma
15	65	12	319	3,63	20	norma
8	78	11	368	2,9	22	vysoká
10	82	13	370	3,39	25	vysoká
11	59	4	294	1,34	24	vysoká
12	63	13	319	3,92	28	vysoká
16	84	2	393	0,51	10	vysoká
17	61	7	317	2,16	16	vysoká

Proband	Hmotnost	Silové působení prstců [N]	Silové působení zbytku nohy [N]	p	Index nohy	Klenba
1	73,8	7	336	2,04	55	plochá
3	84,7	19	374	4,83	42	plochá
5	58	4	258	1,53	43	plochá
2	74,3	5	313	1,57	33	norma
4	59,8	19	274	6,48	36	norma
6	64,7	9	315	2,78	33	norma
7	71,5	7	346	1,98	33	norma
9	77	0	354	0	25	norma
11	59	9	276	3,16	32	norma
14	109,9	22	570	3,72	36	norma
8	78	8	332	2,35	18	vysoká
10	82	21	392	5,08	8	vysoká
12	63	14	296	4,52	32	vysoká

Tab. 8 : Výsledky silového působení pravé nohy po změně hodnocení klenby

13	56,6	7	286	2,39	28	vysoká
15	65	11	319	3,33	13	vysoká
16	84	16	440	3,51	28	vysoká
17	61	4	268	1,47	19	vysoká

Tab. 9 : Výsledky silového působení levé nohy po změně hodnocení klenby

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Výrazně se změnily také hodnoty **aritmetických průměrů** jednotlivých typů klenb (tab. 10).

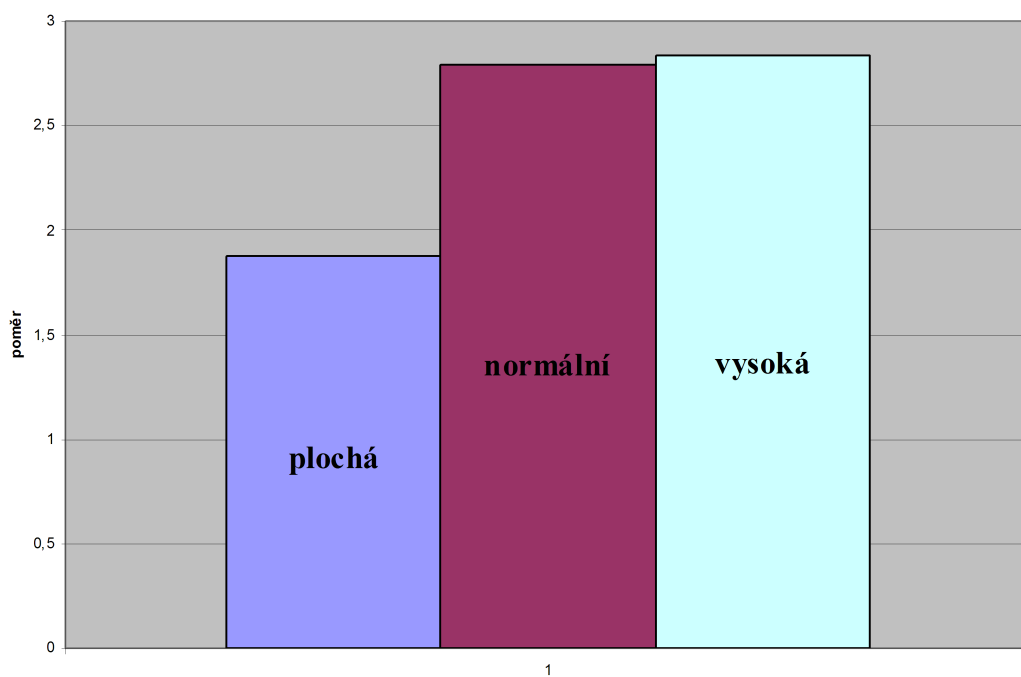
	Plochá klenba	Normální klenba	Vysoká klenba
poměr	1,88	2,79	2,84

Tab. 10 : Výsledky po úpravě hodnocení klenby

Lépe to dokumentuje graf 3.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Graf 3 : Výsledné hodnoty průměru sledovaného poměru dle jednotlivých typů klenb



Pro provedené změně se ukázalo, že výsledky experimentu jsou významně závislé na způsobu hodnocení klenby nožní. Metodiku hodnocení klenby nožní by bylo vhodné lépe propracovat, snad dále prozkoumat, jestli je možné klenbu nožní hodnotit citlivěji, než pouze dle kontaktní plochy, např. s využitím testů hodnotících kvalitu funkce nohy.

V neposlední řadě je důležité poznamenat, že v této diplomové práci jsme pro získání plantogramu použili fotografickou metodu, a proto je její přesnost omezená.

Také stoj probanda, který měl být maximálně přirozený, má v diplomové práci svá omezení. Probandi stáli po dobu 4 minut v klidu na rovné pevné podložce a to tak, že neměřená končetina byla k měřené po zapoložování přiložena. Tyto faktory se příliš neshodují s myšlenkou přirozeného stoje, kdy člověk mění pozici nohou a váhu přenáší plynule z jedné nohy na druhou [34]. Při 4 minutovém experimentu se však výrazný přenos váhy nevyskytoval a končetina po dobu 4 minut zůstávala zatížena přibližně stejně, viz graf 1. Při kontrole dat se také prokázalo, že probandi zatěžovali obě končetiny zhruba stejně.

Důležitou otázkou je problematika vyhodnocení experimentálních dat. Vzhledem k nízkému počtu měřených probandů byly v rámci práce porovnávány nohy podle typu klenby. Tímto způsobem byl zajištěn dostatečný počet srovnatelných měření. Pokud by kritériem měla být rovněž příslušnost nohou k jednotlivým probandům, bylo by nutné provést daleko rozsáhlejší studii. Ze stejného důvodu variability sledovaného poměru u jednotlivých typů klenby nožní také zatím nebylo možné stanovit fyziologickou hodnotu silového působení prstců na podložku ve stoji.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

V neposlední řadě je třeba rozkrýt příčinný vztah mezi silovým působením prstců na podložku ve stoji a klenbou nožní. Po odhalení těchto souvislostí by se tato znalost mohla využít ve fyzioterapeutické praxi.

8. Závěr

V této práci se podařilo prokázat vztah mezi silovým působením prstců na podložku v přirozeném stoji a kvalitou klenby nožní. Cíl práce byl tedy splněn. Přes nedokonalosti použitých metod, které jsou zmíněny v diskusi, lze s jistotou konstatovat, že **silové působení prstců na podložku ve stoji je v případě ploché nohy nižší, než u nohy normální a vysoké.**

Metoda měření silového působení prstců na podložku s využitím dynamometrických desek Kistler se ukázala být vhodnou a dostatečně citlivou pro ověření vyslovených hypotéz (kap. 3.2.). Přes malý počet měření, které neumožňuje vyslovení obecně platných závěrů, lze s přiměřenou dávkou přijatelné pravděpodobnosti považovat obě hypotézy za potvrzené.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

Za největší přínos této práce považuji potvrzení a položení teoretických základů jedné z empirických hypotéz Bc. Clary-Marie Heleny Hermachové, které se široce uplatňují v praxi.

9. Seznam použité literatury

Knihy:

- [1] BOURDIOL, R. J., et al. *Pied et statique*. Paris: Maisonneuve, Moulins-les-metz, 1980. 290 s.
- [2] BROZMANOVÁ, B. a kol. *Ortopedická protetika*. 1. vyd. Martin : Osveta, 1990. 480s. ISBN 80-217-0133-1.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

- [3] CMUTN, E. *Ortopedická obuv*. Praha: Ergon, 1996.
- [4] ČIHÁK, R. *Anatomie pro posluchače lékařství, 1. díl: Obecná anatomie a pohybový aparát*. Praha: Státní pedagog. nakl., 1980.
- [5] ČIHÁK, R. *Anatomie, 1. díl*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 497s. ISBN 80-7169-970-5.8.
- [6] DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1989. 288 s.
- [7] DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R. a MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 664s. ISBN 80-7169-681-1.
- [8] EIS, E., KŘIVÁNEK, F. *Ortopedie, traumatologie a ortopedická protetika*. Praha: Avicenum, 1972. 382 s.
- [9] FAIT, M., BOZDĚCH, Z. *Úvod do ortopedie*. Praha: Státní zdravotní nakl., 1972.
- [10] GROSS, J. M., FETTO J., ROSEN E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.
- [11] HEGROVÁ, V. Vliv zdravotního stavu nohou dětí v předškolním věku na kvalitu jejich chůze. In VAJKOVÁ, H., HANELOVÁ, Z. *Pohyb a zdraví*. Olomouc: Univerzita Palackého, 1999.
- [12] HNĚVKOVSKÝ, O., HNĚVKOVSKÝ, K. *Chirurgie pohybového ústrojí v dětském věku*. Praha: Stát. pedagog. nakl., 1963.

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>

- [13] HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
- [14] JELEN, K. aj. *Distribuce tlaku, digitální a RP model otisku nohy. Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur = Complexity of biomaterials and tissue structures*. 1. vyd. Praha : UK, FTVS, 2002. 394 s. ISBN 80-86317-20-X.
- [15] KAPANJI, I., A. *The Physiology of Joints: Volume II, Lower Limb*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1985.
- [16] KARAS, V., OTÁHAL, S. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství. 1979. 174 s.
- [17] KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9.
- [18] KASPERCZYK, T. *Wady postawy ciała*. Kraków: KASPER, 1998.
- [19] KLEMENTA, J. *Somatometrie nohy*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987. 232 s. ISBN 14-045-88.
- [20] KUBÁT, R. *Péče o nohy: příručka pro pedikéry, ortopedické protetiky a rehabilitační pracovníky*. Praha: Avicenum: 1985. 120 s.
- [21] KUBÁT, R. *Vady a nemoci nohou*. Praha: Univerzita Karlova, 1987.

- (Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
- [22] LÁNIK, V. *Kineziológia*. Bratislava: Osveta, 1990. 243 s. ISBN 80-217-0136-6.
- [23] PAVLÍK, A. *Operativní a konzervativní léčení plochých nohou*. In: Slov. sborník orthopedie., 13, 1939, seš. 3.
- [24] PERTTUNEN, J. *Foot Loading in Normal and Pathological Walking*. Jyväskylä: University of Jyväskylä, 2002. 134 s.
- [25] PETROVICKÝ, P. a spol. *Anatomie II., Pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum, 1995.
- [26] PURGARIČ, S. *Podologické praktikum*. Euroortopedi AB, Eslov. 1994.
- [27] ROMER, A. S. *Vertebrate Paleontology*. 3rd edition. Chicago: University of Chicago Press, Vertebrate Paleontology, 1966. ISBN 0-716-71822-7.
- [28] STRNAD, L. *Použití základních statistických metod v lékařském výzkumu*. Nový Bydžov: VČT, 1977.
- [29] STRYHAL, F: In BIELICKÝ, T., STRYHAL, F., SVOBODA, J. *Ošetřování nohou*. Praha: Univerzita Karlova 1989.
- [30] STRYHAL, F. *Péče o nohy*. Praha: Univerzita Karlova, 1987.
- [31] ŠMIŘÁK, J. *Pes planus u školní mládeže a státních pracovních záloh*. In: Sborník sjezdových materiálů I. sjezdu čs. antropologů. Opava 1958, s. 257-280.

- (Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
- [32] VALENTA J., KONVIČKOVÁ, S. *Biomechanika kloubů člověka a jeho náhrad*. Praha: Viena, 2000. ISBN 80-7099-443-6.
- [33] VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- [34] VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
- [35] VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- [36] WEIGNER, K. *Topografická anatomie končetin*. Praha: Vesmír, 1935.

Články:

- [37] ADAMEC, O. Plochá noha v děském věku – diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 2005, č. 4, s. 194-196.
- [38] AYDOG, S. T., et al. Differences in Sole Arch Indices in Various Sports. *British Journal of Sports Medicine*, 2005, no. 39, s. 5.
- [39] CAVANAGH, P. R., IBOSHI, A., RODGERS, M. M. Pressure Distribution under Symptom-free Feet During Barefoot Standing. *Foot & Ankle*, 1987, vol. 7, no. 5, s. 262 – 276.
- [40] JOSEPH, B., CHACKO, V., ABRAHAM, T., JACOB, M. Pathomechanics of Congenital and Acquired Hallux Varus: a Clinical and Anatomical Study. *Foot & Ankle*, 1987; vol. 8, s. 137-143.

- (Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
- [41] JOSEPH, B., CHACKO, V., JACOB, M. Hallux Varus – a Study of Thirty Cases. *J Foot Surg*, 1984; vol. 23, s. 392-397.
- [42] KOLÁŘ, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 2002, č. 3, str.106-109.
- [43] LUGER, EJ. et al. Patterns of Weight Distribution under Metatarsal Heads. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1999, vol. 81, no. 2, s. 199-202.
- [44] ORLIN, M. N., MCPOIL, T. G. Plantar Pressure Assesment. *Physical Therapy*, 2002, vol. 80, s. 399-409.
- [45] PADOVANI, J. P. Pied plat valgus douloureux. *Traité de chirurgie orthopedique*, 1973, vol. 5.
- [46] PŘIDALOVÁ, M., RIEGEROVÁ, J. Childs foot morphology. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 2005, vol. 35, no. 2, s. 75-86.
- [47] RAO, U. B., JOSEPH, B. The Influence of Footwear on the Prevalence of Flat Foot, a Survey of 2300 Children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1992, vol. 74, no. 4, s. 525-7.
- [48] RIEGEROVÁ, J., PEŠTUKOVÁ, M., ŽERAVOVÁ, M. Analysis of Morphology of Foot in Moravian Male and Female Students in the Age Infants 2 and Juvenis. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 2005, vol. 35, no. 2, s. 69-74.
- [49] SACHITHANANDAM, V., JOSEPH, B. The Influence of Footwear on the Prevalence of Flat Foot. A Survey of 1846

- (Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
Skeletally Mature Persons. *Journal of Bone and Joint Surgery*,
1995, vol. 77, no. 2, s. 254-7.
- [50] SIM-FOOK, L., HODGSON, A. R. A Comparison of Foot Forms among the Non-shoe and Shoe-wearing Chinese Population. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1958, vol. 40, s. 58-62.
- [51] STRAUSS, J. Možnost identifikace osoby podle plantogramu. *Kriminalistika*, 2001, roč. 34., no. 1.
- [52] URBAN, J., VAŘEKA, I., SVAJČÍKOVÁ, J. Metody hodnocení plantogramu. *Fyzioterapie*, 2000.
- [53] VAŘEKA, I. Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. *Rahabilitácia*, 2004, roč. 41, č. 3, s. 132-136. ISSN 0375-0922.

Ústní zdroje:

- [54] HERMACHOVÁ, H.: „ Fyzioterapeutické metody a postupy.“(přednáška) Praha, KU, dne 7. 10. 2008.

Diplomové práce:

- [55] ŠKODOVÁ, L. *Dynamika distribuce plantárních tlaků u diabetiků s neuropatií*. Praha: FTVS, 2004. 66 s. Diplomová práce.
- [56] SONNKOVÁ, D. *Kritický přehled metod při diagnostice deformit nohy*. Praha: FTVS, 2001. 72 s. Diplomová práce.

- (Word to PDF - Unregistered) http://www.word-to-pdf.abdio.com/
[57] TĚTKOVÁ, Z. *Využití digitálního 3D modelu otisku nohy při posuzování tvaru klenby nožní v těhotenství a po porodu*. Praha: FTVS, 2004. 111 s. Diplomová práce.

Internetové a jiné zdroje:

- [58] DOLÍNKOVÁ, I.: *Lidská noha* [online]. Centrum léčby bolesti, Poliklinika Prosek. Dostupné z
<http://www.alfabet.cz:7783/portal/page?_pageid=36,1,36_32442&_dad=portal&_schema=PORTAL&Id=94&Action=3&StartPg=1>, dne 15. 1. 2008.
- [59] FUSCO, M. A. *Footprint: morphologic evaluation and functional evaluation. Comparison between two methods* [online]. c2000, last revision 26th of May 2002. Dostupné z
<<http://www.mariantoniettafusco.com/engl/>>, dne 15. 1. 2008.
- [60] HENNIG, E. M. *The Human Foot During Locomotion – Applied Research for Footwear* [online]. Online lecture: 10 October 2002. Dostupné z
<<http://www.cuhk.edu.hk/puo/weilun/Hennig/Prof%20Hennig.htm>>, dne 15. 1. 2008.
- [61] KUBÁTOVÁ, J., LEONIDIS, P., NOVÁKOVÁ, P.: *Plochá noha a pohyb* [online]. Mezinárodní studentská konference, dostupné z
<<http://www.ftvs.cuni.cz/KATEDRY/PPD/materialy/sbornik%20svk03.pdf>>, dne 15. 1. 2007.
- [62] MATĚJOVSKÝ, Z., MATĚJÍČEK, M. *Deformity nohy* [online]. Doporučené postupy pro praktické lékaře, dostupné z

(Word to PDF - Unregistered) <http://www.word-to-pdf.abdio.com/>
<[http://www.google.cz/search?q=statick%C3%A9+deformity+p%C5%99edno%C5%BE%C3%AD+doporu%C4%8Den%C3%A9+pos
tupy+pro+praktick%C3%A9+l%C3%A9ka%C5%99e&ie=utf-8&oe=utf-8&aq=t&rls=org.mozilla:cs:official&client=firefox-a](http://www.google.cz/search?q=statick%C3%A9+deformity+p%C5%99edno%C5%BE%C3%AD+doporu%C4%8Den%C3%A9+pos
tupy+pro+praktick%C3%A9+l%C3%A9ka%C5%99e&ie=utf-8&oe=utf-8&aq=t&rls=org.mozilla:cs:official&client=firefox-a)>, dne
25.2.2009

[63] www.novel.de

[64] www.billferguson.co.uk

[65] www.rsscan.com