

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

## **Efekty aplikace stélek ve sportovní obuvi na aerobní kapacitu**

**hráčů fotbalu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Mgr. Pavel Frýbort, Ph.D.**

Vypracoval:

**Bc. Jiří Stehlík**

Praha, září 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

Bc. Jiří Stehlík

### Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce Mgr. Pavlu Frýbortovi, Ph.D., který mi poskytnul cenné informace a potřebné podklady, které mi pomohly při zpracování této diplomové práce. A dále děkuji všem, kteří mi pomohli při realizaci diplomové práce.

## **Abstrakt**

- Název:** Efekty aplikace stélek ve sportovní obuvi na aerobní kapacitu hráčů fotbalu.
- Cíle:** Zjistit efekty aplikace stélek Bootmatetsi na aerobní výkonnost hráčů fotbalu.
- Metody:** Výzkumný soubor zahrnoval hráče fotbalu (mladší dorost) v kategorii U16 (n=19). Pro ověření intervenčního účinku stélek Bootmatetsi byl použit Yo-Yo intermitentní zotavovací test Level 1. Pro subjektivní vnímání tělesné zátěže v průběhu pretestu a posttestu byla použita patnáctistupňová Borgova škála 6 - 20. Pro hodnocení pohodlnosti stélek Bootmatetsi byla použita pětibodová Likertova škála. Data byla zpracována pomocí Microsoft Office Excel 2010.
- Výsledky:** Aplikace stélek Bootmatetsi do fotbalové obuvi zajistila významné zlepšení aerobního výkonu v porovnání se stélkami od originálního výrobce (d=1,1). Výkon se průměrně zlepšil o 24%, tzn. průměrné zvýšení  $VO_2\max$  o 2,43 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>. Současně byly stélky Bootmatetsi hodnoceny výzkumným souborem jako pohodlné.

**Klíčová slova:** stélky, Bootmatetsi, aerobní kapacita,  $VO_2\max$

## **Abstract**

**Title:** The effects of the application of insoles in sports shoes on aerobic capacity of soccer players

**Objectives:** Effects of insoles Bootmatetsi on aerobic capacity of football players.

**Methods:** The research sample included a soccer player in the U16 category (n = 19). The Yo-Yo Intermittent Recovery Test Level 1 was used to verify the interventional effect of the Bootmatetsi insoles. For the subjective perception of physical activity during the pretest and posttest was used a 15-degree Borg scale of 6 – 20. A five-point Likert scale was used to evaluate the comfort of Bootmatetsi insoles. The data was processed using Microsoft Office Excel 2010.

**Results:** The application of Bootmatetsi insoles to football boots has provided a significant improvement in aerobic performance compared to original insoles (d = 1.1). Performance improved on average by 24%, i.e average improvement VO<sub>2</sub>max by 2,43 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>. At the same time, research group claims that Bootmatetsi insoles have been rated as comfortable.

**Keywords:** insoles, Bootmatetsi, aerobic capacity, VO<sub>2</sub>max

## Obsah

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 1      | ÚVOD .....                                      | 12 |
| 2      | TEORETICKÁ ČÁST.....                            | 13 |
| 2.1    | Anatomická struktura dolní končetiny .....      | 13 |
| 2.2    | Klouby nohy .....                               | 14 |
| 2.2.1  | Hlezenní kloub .....                            | 14 |
| 2.2.2  | Dolní zánártní kloub.....                       | 14 |
| 2.2.3  | Chopartovo skloubení .....                      | 15 |
| 2.2.4  | Lisfrankův kloub .....                          | 15 |
| 2.2.5  | Metatarzofalangeální klouby.....                | 16 |
| 2.2.6  | Subtalární kloub .....                          | 17 |
| 2.3    | Klenba nohy.....                                | 18 |
| 2.3.1  | Podélná klenba .....                            | 18 |
| 2.3.2  | Příčná klenba .....                             | 19 |
| 2.4    | Svaly nohy .....                                | 20 |
| 2.4.1  | Svaly hřbetu.....                               | 20 |
| 2.4.2  | Svaly planty.....                               | 20 |
| 2.5    | Svaly bérce .....                               | 22 |
| 2.5.1  | Ventrální svaly .....                           | 22 |
| 2.5.2  | Laterální svaly .....                           | 23 |
| 2.5.3  | Dorzální svaly .....                            | 23 |
| 2.6    | Patologické odchylky nohy .....                 | 24 |
| 2.6.1  | Plochá noha .....                               | 25 |
| 2.6.2  | Vysoká noha .....                               | 26 |
| 2.6.3  | Vbočený palec .....                             | 26 |
| 2.6.4  | Vybočený malík .....                            | 27 |
| 2.6.5  | Odchylky subtalárního kloubu .....              | 27 |
| 2.6.6  | Bolesti dolní části zad .....                   | 28 |
| 2.6.7  | Odchylky způsobené nadměrnou pronací nohy ..... | 29 |
| 2.6.8  | Kladívkové prsty .....                          | 29 |
| 2.6.9  | Kožní nemoci .....                              | 30 |
| 2.7    | Ortopedické stélky.....                         | 30 |
| 2.7.1  | Dělení ortopedických stélek .....               | 31 |
| 2.8    | Fotbalová obuv .....                            | 33 |
| 2.9    | Stélky ve fotbalové obuvi .....                 | 37 |
| 2.10   | Fáze běhu a chůze .....                         | 38 |
| 2.10.1 | Dělení krokového cyklu .....                    | 39 |

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 2.11   | Použití stélek ve sportu .....                          | 41 |
| 2.11.1 | Stélky v cyklistice .....                               | 41 |
| 2.11.2 | Stélky v běhu .....                                     | 41 |
| 2.12   | Stélky absorbující nárazy Insolia® Sport .....          | 41 |
| 2.13   | Stélky Bootmatetsi .....                                | 43 |
| 2.14   | Charakteristika dorostenecké kategorie ve fotbale ..... | 43 |
| 2.15   | Maximální spotřeba kyslíku (VO <sub>2</sub> max) .....  | 44 |
| 3      | VÝZKUMNÁ ČÁST .....                                     | 45 |
| 3.1    | Cíl práce.....  | 45 |
| 3.2    | Dílčí cíl práce.....                                    | 45 |
| 3.3    | Úkoly práce.....  | 45 |
| 3.4    | Hypotézy.....   | 45 |
| 4      | METODIKA PRÁCE.....                                     | 46 |
| 4.1    | Charakteristika výzkumného souboru .....                | 46 |
| 4.2    | Použité metody .....                                    | 46 |
| 4.2.1  | Stélky Bootmatetsi .....                                | 46 |
| 4.2.2  | Yo-Yo intermitent recovery test.....                    | 47 |
| 4.2.3  | Borgova škála .....                                     | 49 |
| 4.2.4  | Likertova škála .....                                   | 50 |
| 4.3    | Analýza dat .....                                       | 50 |
| 5      | VÝSLEDKY .....  | 51 |
| 6      | DISKUZE.....  | 61 |
| 7      | ZÁVĚR.....  | 64 |



## SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

**Yo-Yo IR1** – Yo -Yo intermitentní zotavovací test úrovně 1

**Yo-Yo IR2** – Yo -Yo intermitentní zotavovací test úrovně 2

**VO<sub>2</sub>max** – maximální spotřeba kyslíku

**VO<sub>2</sub>** – spotřeba kyslíku

**HR** – srdeční frekvence

**mean ± SD** – aritmetický průměr ± směrodatná odchylka

**RPE** – hodnocení vnímání námahy

## SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

|   |    |
|---|----|
| Obr. 1 - Kostí a skloubení nohy, boční pohled.....  | 13 |
| Obr. 2 - Možnosti pohybů v subtalárním kloubu.....  | 14 |
| Obr. 3 - Metatarzofalangeální kloub.....  | 16 |
| Obr. 4 - Podélná klenba nohy.....   | 18 |
| Obr. 5 - Příčná klenba nohy.....  | 19 |
| Obr. 6 - Svaly a šlachy nohy.....   | 22 |
| Obr. 7 - Nožní klenba – plochá noha a vysoká noha.....  | 26 |
| Obr. 8 - Vbočený palec.....   | 27 |
| Obr. 9 - Vnější a vnitřní tibiální rotace spojovaná s fixovaným pohybem subtalárního kloubu v pronaci a supinaci..... | 28 |
| Obr. 10 - Kladívkový prst.....  | 29 |
| Obr. 11 - Skořepinová stélka.....   | 31 |
| Obr. 12 - Stélka s podložením mediální klenby.....  | 33 |
| Obr. 13 - Stélka pro flexibilní plochou nohu.....   | 33 |
| Obr. 14 - Kopačky Fritze Waltera z roku 1954.....   | 34 |
| Obr. 15 - Elipticky tvarované kolíky pro lepší tření.....   | 34 |
| Obr. 16 - Relativně malé a úzké špunty.....   | 35 |
| Obr. 17 - Pružná podrážka, která představovala zvýšené riziko úrazu.....  | 36 |
| Obr. 18 - Flexibilní podrážka v oblasti metatarzofalangeální a zároveň tuhá ve střední části...                       | 36 |
| Obr. 19 - Aktuální a nefunkční stav stélek různých výrobců fotbalové obuvi.....                                       | 35 |
| Obr. 20 - Klasifikace fází chůze.....   | 36 |
| Obr. 21 - Fáze běhu.....  | 38 |
| Obr. 22 - Detailní průběh fázemi chůze.....   | 40 |
| Obr. 23 – Stélka Bootmatetsi.....   | 43 |
| Obr. 24 - Detailní popis stélky Bootmatetsi pohled č. 1.....  | 46 |
| Obr. 25 - Detailní popis stélky Bootmatetsi pohled č. 2.....  | 46 |
| Obr. 26 - Rozestavení značek při testování Yo-Yo IR testy.....  | 47 |

|   |    |
|---|----|
| Tab. 1 - Změny srdeční frekvence a $VO_2/kg$ .....  | 42 |
| Tab. 2 - Rychlostní úroveň a uběhnutá vzdálenost s přepočtem na $VO_{2max}$ u Yo – Yo testu IR1.....                    | 48 |
| Tab. 3 - Borgova škála RPE (6-20) .....   | 49 |
| Tab. 4 - Výsledky Yo-Yo IR1, Borgovy škály a míry komfortu stélek Bootmatetsi .....                                     | 51 |
| Tab. 5 - Výsledky Yo-Yo IR1, uběhnuté vzdálenosti a jejich rozdíl, míry komfortu stélek Bootmatetsi .....               | 58 |
| Tab. 6 - Průměr, směrodatná odchylka a věcná významnost měřené veličiny skupiny.....                                    | 60 |
|   |    |
| Graf č. 1 - Grafické znázornění hodnoty $VO_{2max}$ u stélek od originálního výrobce a stélek Bootmatetsi .....         | 53 |
| Graf č. 2 - Grafické znázornění změny pohybového výkonu po aplikaci stélek Bootmatetsi...54                             |    |
| Graf č. 3 - Grafické znázornění hodnoty míry vynaloženého úsilí u jednotlivých TO v pretestu a postestu.....            | 55 |
| Graf č. 4 - Grafické znázornění subjektivního nárůstu výkonnosti po aplikaci stélek Bootmatetsi .....                   | 56 |
| Graf č. 5 - Grafické znázornění pohodlnosti stélek Bootmatetsi .....  | 57 |
| Graf č. 6 - Grafické znázornění korelace rozdílu v uběhnuté vzdálenosti (pretest x posttest) a stélek Bootmatetsi ..... | 59 |

# 1 ÚVOD

Mnozí trenéři, při tvorbě svých dlouhodobých tréninkových plánů, neustále přemýšlí o tom, čím mohou efektivně napomoci ke zvýšení tělesné výkonnosti svých svěřenců. Nejčastěji se jedná o tréninkové formy a tréninkové metody, ale i edukační metody, které jsou citlivě zakomponovány do roční periodizace. Toto všechno je ještě doplněno o podpůrné, ale nezbytné prostředky ve formě: kvalitní výživy, efektivního kompenzačního cvičení a kvalitního spánku. Nicméně, i přes velmi významnou snahu ve výše vyjmenovaných aktivitách se zapomíná na to, co spojuje hráče s míčem a s terénem, a to je fotbalová obuv, stélka uvnitř této obuvi a jejich kvalitativní úroveň.

Fotbalová obuv a stélky podléhají technologickému vývoji, poněvadž pryč jsou doby, kdy byly „kopačky tvrdé, tuhé a těžké“ s omezenou možností citu pro míč. Na co ovšem výrobci fotbalové obuvi absolutně zapomínají je technologický progres v oblasti funkčnosti stélky.

Funkce stélky je vyrovnávat drobné odchylky chodidel nohou, napomáhat vykompenzovat vadné držení těla, odlehčit bolestivým místům a hlavně zlepšit biomechaniku pohybu s cílem optimalizovat rozložení zatížení chodidla a následnou senzomotoriku.

Na trhu je mnoho ortoticko-protetických pomůcek, které dopomáhají komfortnějšímu a biomechanicky efektivnějšímu pohybu. V minulých letech byl na trh uveden produkt Bootmatetsi, autorem konstrukce je Howard Dananberg, velmi známí, a v podiatrii respektovaný odborník. Tato stélka je určena do sportovní resp. kolíkové obuvi. Předchozí studie zabývající se efektem aplikace stélek na pohybový výkon sportovců potvrdily jejich funkčnost a tedy i nezastupitelnou roli při provozování pohybových aktivit.

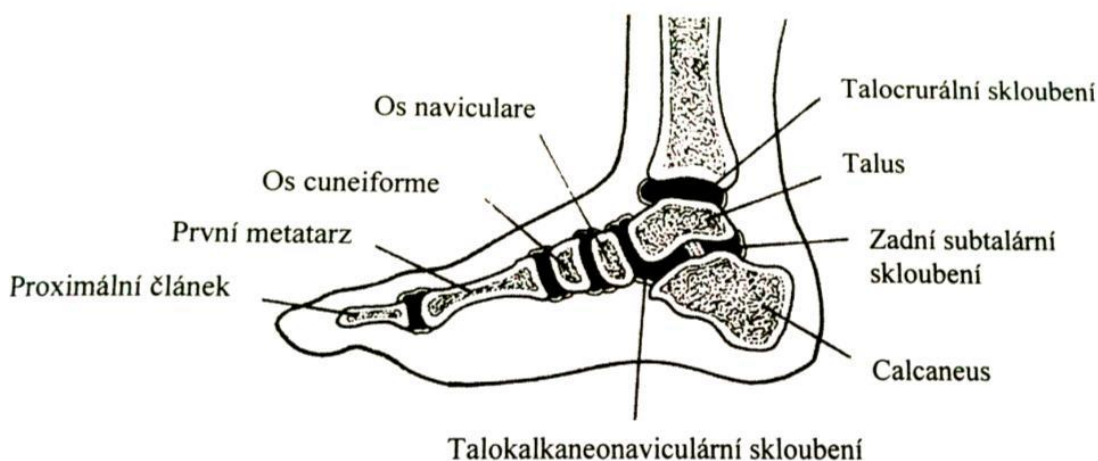
Cílem našeho výzkumu je ověřit na 20 probandech, hrajících fotbal, efekty této stélky Bootmatetsi v porovnání se stélkami od originálního výrobce sportovní obuvi.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Anatomická struktura dolní končetiny

Dolní končetina se skládá z pletence dolní končetiny a volné části. Do pletence se můžeme zahrnout kost pánevní, kyčelní, sedací a stydkou. Spojen je kloubem křížokyčelním, stydkou sponou a vazivem. Volná část dolní končetiny se skládá ze stehenní kosti, česky, bérce a kostí nohy. Bérec lze dělit na dvě kosti, kterými jsou kost holenní a kost lýtková. Spojení mezi kostmi je zajištěno kyčelním kloubem, kolenním a vazivem. Na dolní končetině jsou svaly stehna, bérce a kyčelního kloubu (Zatsiorsky, 1998).

Noha je distálním článkem dolní končetiny. Tvoří ji 26 kostí, z čehož je 7 tarzálních kostí (os talus, os calcaneus, os naviculare, os cuboideum, ossa cuneiformia I, II, III), 5 metatarzů a 14 falang (Čihák, 1987). Tyto kosti spolu vytvářejí četná kloubní spojení (obr. 1).



Obr. 1 Kostí a skloubení nohy, boční pohled (Doherty D., Doherty J., 2000)

Skelet nohy také zahrnuje ossa sesamoidea pedis, které se stále nachází pod hlavičkou prvního metatarzu. Jeho výskyt můžeme zaznamenat i na jiných místech, např. pod hlavičkou druhého či pátého metatarzu při tuberositas ossis cuboidei. Sezamské kůstky nabývají na významu při tvorbě kostních výrůstků (Dylevský, 2009).

Kosti nohy obsahují nespočet kloubů, které zajišťují její flexibilitu a naopak, pokud je omezena kloubní či funkční pohyblivost těchto kloubů, mohou nastat určitá pohybová omezení (Véle, 2006).

## 2.2 Klouby nohy

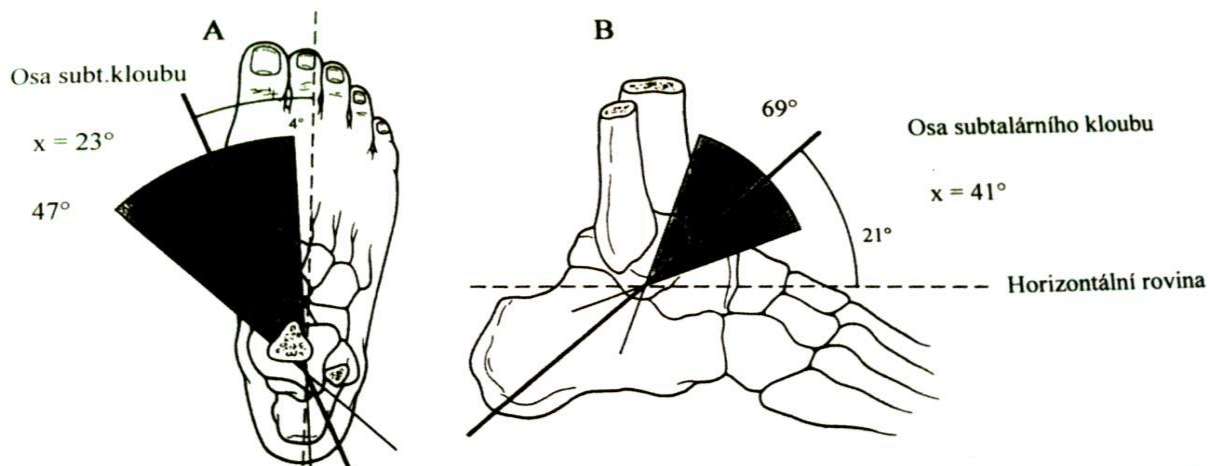
### 2.2.1 Hlezenní kloub

Kloub nazýván také jako art. talocruralis je složený kloub, který je tvořen kostmi bérce (tibie a fibula) a talem. Kloubní pouzdro je ventrálně i dorsálně slabé, proto je zesíleno postranními vazy: lig. collaterale mediale (deltoideum) et laterale. Základní postavení v kloubu je zaujato ve stoji, z tohoto postavení je možné provést plantární flexi v rozsahu do 30 až 35° a dorsální flexi do 20 až 25° (Čihák, 2001; Borovanský et al., A, 1992). Při plantární flexi v tomto kloubu dochází zároveň k inverzi nohy a tažení fibuly vpřed, kdežto při dorzální flexi nohy dochází k everzi a tažení fibuly nahoru a vzad (Dylevský, 2009).

### 2.2.2 Dolní zánártní kloub

Kloub je tvořen dvěma samostatnými částmi, které fungují jako účelný celek. V zadní části se skloubí talus a calcaneus neboli articulatio subtalaris. Pouzdro tohoto hlezenního kloubu je tvořeno a zesíleno vazy: lig. talocalcaneum posterius, interosseum, mediale et laterale. Přední část dolního zánártního kloubu utváří na mediální straně os talus, os calcaneus a os naviculare (art. talocalcaneonavicularis) a na laterální (art. calcaneocuboidea) os calcaneus a os cuboideum (Čihák, 1987).

V dolním zánártním kloubu jsou pohyby spojením plantární flexe s inverzí a dorzální flexe s everzí nohy (Standring, 2005). Inverze (supinace a addukce nohy) i everze (pronace a abdukce nohy) je pohyb zejména v subtalárním kloubu (Sammarco, 1995) (obr. 2). Subtalární kloub je především určen pro tlumení pohybů v pronaci a supinaci, které by měly být odpovědí na rotace tibie a femuru na začátku nebo na konci stojné fázi chůze. Druhou funkcí subtalárního kloubu je tlumení nárazů (Hamill et al., 1995).



Obr. 2 Možnosti pohybů v subtalárním kloubu (Richardson, Iglarsh, Annette, 1994)

Funkční jednotku tvoří horní a dolní zánártní kloub, v které je umožněna kompenzace míry pohybu v obou kloubech (Dylevský, 2009).

### **2.2.3 Chopartovo skloubení**

Kloubní linie procházející příčně nohou v sobě zahrnuje talus a calcaneus s os naviculare a os cuboideum. Tato linie umožňuje zejména pružení nohy. Skloubení je zpevněno předozadně pobíhajícími vazy na obou stranách a tyto vazy jsou dále překryty dlouhými snopci probíhajícími od calcanea na articulatione tarsometatarsales (Čihák, 1987). Chopartovo skloubení se obvykle nevyznačuje velkým rozsahem pohybu, ale je možné ho zvětšit v rámci vyrovnávání při omezeném pohybu v horním nebo dolním zánártním kloubu. V everzním postavení dolního zánártního kloubu dochází k uvolnění skloubení a nohu je možné lépe přizpůsobit terénu (Dylevský, 2009).

Mezi další klouby bychom mohli zahrnout art. cuneonavicularis, který je díky svým pevným vazům stabilní, pevný a v určité míře pružný. Art. cuneonavicularis je spojením kloubů ossa cuneiformia, os naviculare a os cuboideum, Pružnost v tarsu a nepatrnou everzi a inverzi zajišťuje právě toto skloubení. Dále art. intermetatarsales spojují baze jednotlivých metatarsálních kostí. Následuje art. tarsometatarsales skládající se z kloubů ossa tarsi a bazemi ossa metatarsi. Tarsometatarsální artikulace tvoří příčnou kloubní linii (Dylevský, 2009).

### **2.2.4 Lisfrankův kloub**

Je také nazýván tarsometatarsální artikulace tvořící příčnou kloubní linii, která je zapojena do pérovacích pohybů. Funkcí kloubu jsou malé pasivní pohyby při změně zatížení nohy. Metatars IV. a V jsou pohyblivější než metatars ostatních prstů, proto se vnější okraj nohy lépe uzpůsobí podložce. Vazy zpevňující Lisfrankův kloub jsou lig. tarsometatarsalia dorsalia, plantaria et interossea. Pro udržení podélné klenby nohy a lig. metatarsalia dorsalia, plantaria et interossea jsou podstatné právě tyto vazy, které posilují příčný systém (Čihák, 2001).

Chopartův a Lisfrankův kloub tvoří linie, kterými je noha rozdělena do tří oddílů: přednoží (metatarzy a falangy), středonoží (pět tarsálních kostí) a zadonoží (talus a calcaneus) (Donelli, 2007). Spojením jamek na proximálních článcích prstů a hlavic metatarsálních kostí je utvořen art. metatarsophalangeae, který je na distální části nohy. Vazivový aparát pak tvoří lig. collateralia, lig. plantaria fibrocartilago plantaris a lig. metatarsale transversum profundum.

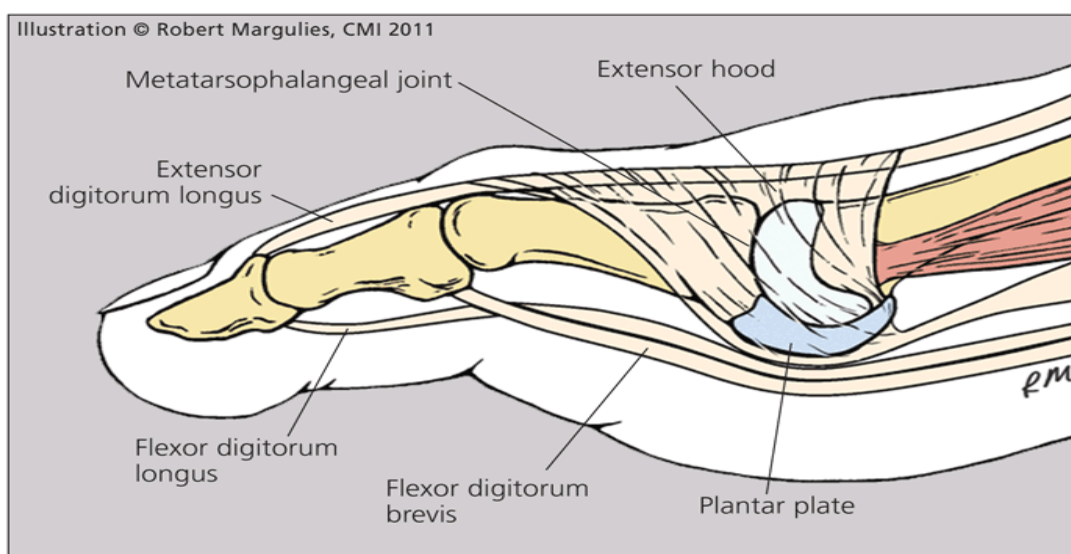
Jednotlivé články prstů spojuje art. interphalangeae pedis. Při stožení jsou články prstů postaveny do podélných, dorsálně konvexních oblouků (Čihák, 2001; Borovanský et al., A, 1992).

### 2.2.5 Metatarzofalangeální klouby

Metatarzofalangeální klouby obecně leží u dospělého jedince přibližně 2 – 3 cm proximálně od meziprstních řas. Kloubní plochy tvoří hlavice metatarzů a jamky na proximálních prstových člancích (obr. 3). Hlavice metatarzů začínají dorzálně jako kulová plocha a plantárně přecházejí v plochu válcovou. Na bazálních člancích jsou kloubní jamky mělké a na plantárních okrajích je doplňují klínovité fibrocartilagine plantares, které jsou součástí ligamenta plantaria. Pouzdra jsou krátká, tuhá a zesílená díky bočním vazům. Hlavičky metatarzů a kloubní pouzdra jsou navzájem spojeny pásem vazů tvořících ligamentum metatarzeum transversum. Oproti ruce je tímto vazem pevně spojen i I. metatarz a pouzdro I. metatarzofalangeálního kloubu (Vařeka, Vařeková 2010).

Základní polohou metatarzofalangeálních kloubů je mírná dorzální flexe. Střední polohu zaujímají klouby v mírné plantární flexi. V kloubech je možno provádět extenzi, při níž je možná addukovat a abdukovat prsty, a flexi do 10° (Kott, 1998).

Metatarzofalangeální klouby umožňují důležitou oporu přednoží a tvoří osu otáčení, kolem které se noha odvíjí od podložky v terminální fázi stožení. V případě zvýšených nároků na stabilitu se uplatňují ještě proximální články prstů, jako prodloužení opory přednoží (Perry, 1992).



Obr. 3 Metatarzofalangeální kloub (Brett, Fink, 2011)



1. metatarzofalangeální kloub představuje klíčové místo, z kterého vychází většina extenzí dolní končetiny (Perry, 1992). Metatarzofalangeální kloub je v extenzi během 2. poloviny jednooporové fáze, kolem rozšířeného obvodu 1. metatarzálního komplexu je fascie, poskytující efekt navijáku, který supinuje celou nohu i v maximálním zatížení. Hicks (1954) popsal tento efekt jako schopnost samostatné podpory za předpokladu včas dorziflektovaného 1. metatarzofalangeálního kloubu.

### **2.2.6 Subtalární kloub**

Subtalární kloub spojuje talus a kalkaneus a je určen hlavně k pronaci a supinaci, u nichž jsou hlavní pohybovou funkcí abdukce s addukcí a inverze s everzí. Klíčovou úlohou je kontrola polohy zánoží a kontrola distálních skloubení nohy je jen jako vedlejší úloha (Neumann, 2010).

Kirby (2000) potvrzuje, že subtalární kloub je hlavním kloubem chodidla, který umožňuje pohyby ve třech směrech mezi chodidlem a dolní končetinou.

V otevřeném kinematickém řetězci se patní kost pohybem vztahuje k talu, který je uchycen v hlezenním kloubu. Avšak opačná situace je v uzavřeném kinematickém řetězci. Pronace a supinace za předpokladu, že je kalkaneus zafixován přenosem zatížení na dolní končetinu a celá končetina s trupem tak rotuje kolem ustáleného kalkaneu. Touto ustálenou soustavou pohybů se stává chodidlo nezávislým na postavení proximálních kloubů a umožňuje tak chůzi a běh v nestabilním terénu (Neumann, 2010).

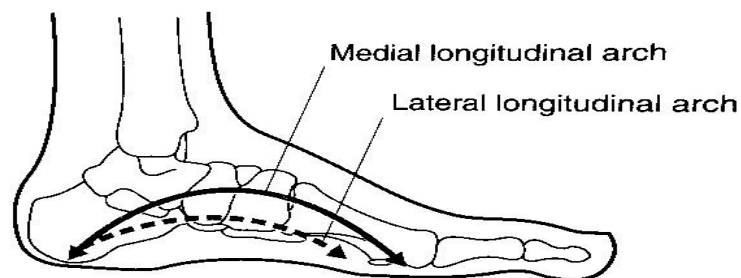
Kapandji (1987) se snaží vysvětlit funkci subtalárního kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci pomocí určitého modelu mezi talem a calcaneem, ve kterém rotace jednoho ramene vyvolá rotaci toho druhého. Konkrétně addukce talu vyvolá pronaci patní kosti a naopak. Neumann (2010) vyčísluje rozsah pohybu do inverze přibližně na  $23^\circ$  a do everze na  $12,5^\circ$ . Avšak studie Nestera (2009) namítá, že ve skutečnosti je hraje roli především individuální variabilita u pohybů v kloubních spojeních nohy, a proto na subtalární kloub nelze nahlížet pouze jako na kloub zajišťující everzi a inverzi. Ostatní klouby nohy zajišťují další pohyby v různém rozsahu podle toho, jak se přizpůsobí na individuální podmínky jedince.

## 2.3 Klenba nohy

Véle (2006) dělí klenbu na podélnou a příčnou. Hlavním úkolem klenby nohy je chránit měkké tkáně a umožnit pružnost nohy. Klenba zajišťuje funkčnost nohy v situacích, kdy je zatížena vlastní vahou. Nebýt nožní klenby u člověka, neměla by noha schopnost zmírňovat otřesy a přizpůsobit se změnám terénu. Působí jako tlumiče otřesů a současně dodávají noze určitou poddajnost a odolnost. Při zatížení vlastní vahou těla se klenby oploští, v opačné situaci, tedy bez zatížení, získají zpět svůj původní tvar (Sammarco, 1995).

### 2.3.1 Podélná klenba

Podélné klenutí nohy (obr. 4) je tvořeno dvěma oblouky – mediálním a laterálním. Laterální oblouk je nižší, méně vyznačený od calcanea, přes os cuboideum a 4. a 5. paprsek. Mediální oblouk vede od talu přes os naviculare, ossa cuneiformia k 1. až 3. paprsku. Podélná klenba nohy je udržována vazy probíhajícími longitudinálně na chodidlové straně nohy, nejdůležitější pro její udržení je lig. plantare longum. Čihák (2001) uvádí, že by při zatížení podélné nožní klenby samy vazy k udržení nestačily, proto se zejména při dlouhodobém stání zúčastňují taktéž svaly. Jedná se o svaly jdoucí longitudinálně chodidlem, z nichž se především uplatňuje m. tibialis posterior, podchycující fibrocartilago navicularis, nejvyšší místo klenby, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, krátké svaly povrchové vrstvy planty a z hluboké vrstvy plantárních svalů hraje roli, při udržování klenby nožní, klidové napětí m. abductor hallucis a m. flexor hallucis brevis. Dále má pro udržení klenby nožní význam aponeurosis plantaris tzv. šlašitý třmen, který je tvořen svalem m. tibialis anterior, který zdvihá mediální stranu nohy, a svalem m. fibularis longus, který svým tahem udržuje příčnou nožní klenbu. Svou roli při udržování podélné klenby hraje i plantární aponeuróza (Čihák, 2001; Doskočil, 1995).

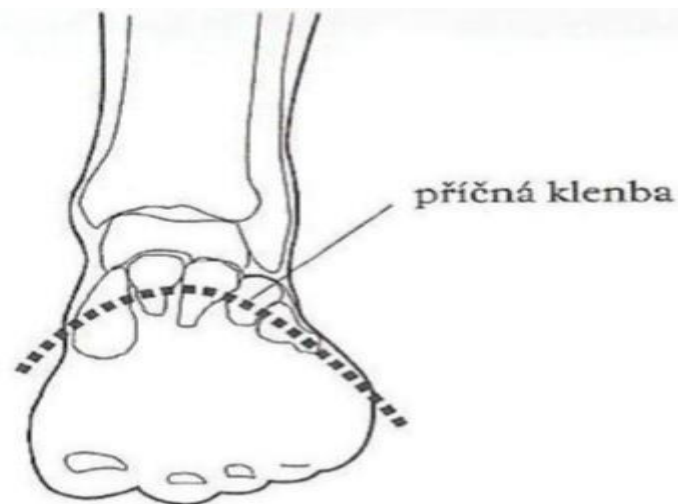


Obr. 4 Podélná klenba nohy (laterální, mediální) (Summers, 2006)

### 2.3.2 Příčná klenba

Příčná klenba je tvořena třemi oblouky, které ji ohraničují a sbíhají se v celé délce nohy (přední, střední a zadní příčný oblouk). Přední oblouk je situován mezi I. metatarzem a hlavičkou V. metatarzu. Mezi těmito bazemi vybíhá pět metatarzálních paprsků, které spočívají na podložce díky sezamským kostem. Nejvyšší z metatarzů je ten první, který svírá s podložkou úhel  $18^\circ$  až  $25^\circ$ , druhý paprsek vybíhá pod úhlem  $15^\circ$ , třetí  $10^\circ$ , čtvrtý  $8^\circ$  a pátý  $5^\circ$  (Kapandji, 1987) (obr. 5).

Střední příčné klenutí prochází úrovní os cuboideum a ossa cuneiformia. Dohromady je složeno ze čtyř kostí a dotýká se podložky jen laterální částí, tedy os cuboideum. (Vařeka, Vařeková, 2010). Ossa cuneiformia intermedium et laterale jsou klínovitého tvaru a proto jsou uzpůsobeny pro příčné klenutí. Pevnost tohoto klenutí je zajišťována vazy, které k sobě připojují klínové kosti, baze metatarzů a také šlachy m. peroneus longus. Tato skladba k sobě přibližuje střední a postranní hranu chodidla. Zadní příčná klenba je vedena v oblasti mezi os naviculare a os cuboideum. (Standring, 2005).



Obr. 5 Příčná klenba nohy (Gross, a kol., 2005)

## 2.4 Svaly nohy

Svaly nohy dělíme na svaly na hřbetu nohy a na svaly na chodidlové straně nohy (svaly planty) (obr. 6).

### 2.4.1 Svaly hřbetu

Svaly hřbetu nohy jsou funkčně extenzory palce a prstů a jsou inervovány z n. fibularis profundus (kořenový rozsah L4 až S1). Do této skupiny svalů řadíme krátký natahovač palce, tedy m. extensor hallucis brevis, a krátký natahovač prstů, m. extensor digitorum brevis. Funkcí těchto natahovačů je extenze v metatarzofalangových a proximálních interfalangových kloubech palce a 2. až 4. prstu nohy (Čihák, 2001).

### 2.4.2 Svaly planty

Svaly chodidla dělíme do čtyř skupin: svaly palce, svaly malíku, svaly střední skupiny a mm. interossei tzv. mezikostní svaly. Účinnost plantárních svalů je zajišťována plantaris medialis a n. plantaris lateralis (Čihák, 2001).

- **Skupina svalů palce**

Svaly palce jsou složeny ze tří svalů. Prvním z nich je **m. abductor hallucis**, jehož hlavním nervem je n. plantaris medialis, který má za úkol abdukovat palec a pomáhat udržovat stabilitu podélného klenutí nohy. **M. flexor hallucis brevis** je druhým ze skupiny svalů a jeho dvě hlavy, caput mediale a caput laterale, jsou inervovány pomocí n. plantaris medialis. Další variantou zásobení svalu je prostřednictvím n. plantaris lateralis, kterým je možno ovlivňovat caput laterale. Díky tomuto svalu můžeme ohýbat palec v metatarzofalangovém kloubu a rovněž jako u m. abductor hallucis se spolupodílí na udržení podélného klenutí nohy. **M. adductor hallucis** je posledním svalem v palci, u něhož se obě jeho hlavy, caput obliquum a caput transversum, sbíhají se na postranní části sezamské kosti. Tento sval je inervován z n. plantaris lateralis a jeho funkcí je přitahování palce a pomáhá při flexe v metatarzofalangovém kloubu (Čihák, 2001; Borovanský et al., B, 1992).

- **Skupina svalů malíku**

Všechny tři svaly, které tvoří malík, jsou inervovány pomocí n. plantaris lateralis. **M. abductor digiti minimi** je prvním svalem z této skupiny a jeho funkcí je abdukovat a současně mírnou flexí ohýbat malík v metatarzofalangovém kloubu. Následujícím svalem v malíku je **m. flexor digiti minimi brevis** provádějící flexi v metatarzofalangovém kloubu. **M. opponens**

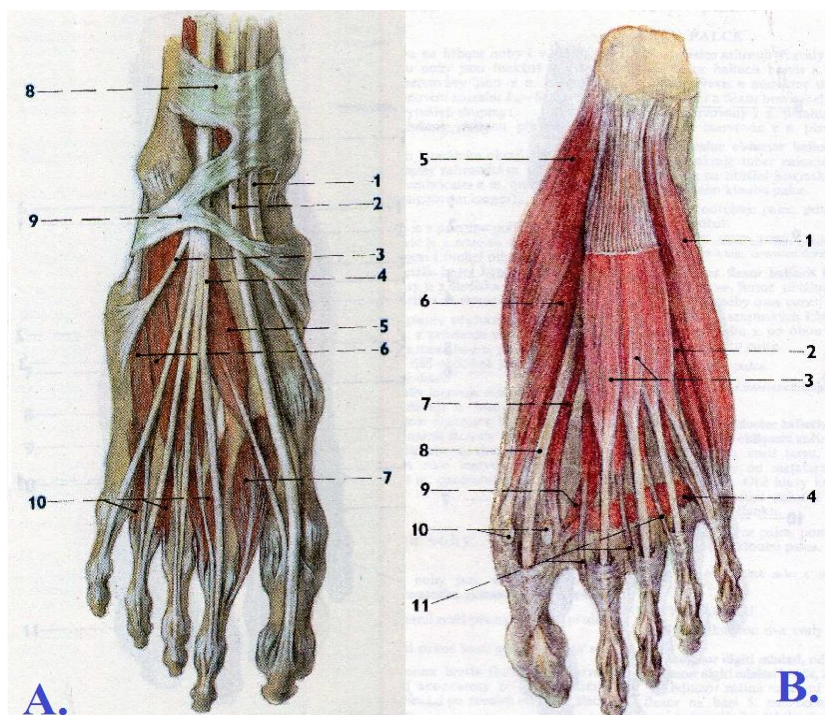
**digiti minimi** se neodděluje od *m. flexor digiti minimi* úplně jasně, přesto 5. metatarz přitahuje (Čihák, 2001; Borovanský et al., 1992).

- **Svaly střední skupiny**

Typickým zástupcem této skupiny je mohutný *m. flexor digitorum brevis* vedoucí k 2. až 5. prstu, u kterého se štěpí jeho šlachy. Tento sval překrývá *mm. lumbricales* a *m. quadratus plantae*. **M. flexor digitorum brevis** vede z calcaneu a od plantární aponeurózy, s kterou ve své proximální části srůstá. Pro 2. až 5. prst vystupují šlachy upínající se na plantární segment středních článků prstů. Tento krátký ohybač prstů nohy inervovaný *n. plantaris medialis*, je ohybačem v proximálních interfalangových kloubech 2. až 5. prstu a pomáhá přitisknout prsty k podložce v chůzi. **Mm. lumbricales** je tvořen čtyřmi svaly, které začínají ze středu postranních šlach *m. flexor digitorum longus* a spojuje se z tibiální strany do dorsálních aponeuróz 2. až 5. prstu. Funkcí *mm. lumbricales* je flexe metatarzofalangových kloubů 2. až 5. prstu se současnou extenzí interfalangových kloubů. Dva tibiální svaly, *mm. lumbricales I* a *II*, jsou zásobeny pomocí *n. plantaris medialis*. *N. plantaris lateralis* inervuje dva fibulární svaly, *mm. lumbricales III* a *IV*. **M. quadratus plantae** spolupracuje s *m. flexor digitorum longus* při ohýbání v distálních interfalangových kloubech a současně je inervován z *n. plantaris lateralis* (Čihák, 2001).

- **Mezikostní svaly**

Poslední skupinou svalů patřící mezi svaly planty, jsou **mm. interossei**. Jsou jimi svaly uložené v intermetatarzálních místech a inervuje je *n. plantaris lateralis*. Tři plantární a čtyři dorzální mezikostní svaly tvoří stejně jako u ruky i nohu. *Mm. interossei plantares* probíhají na tibiálních stranách 3. až 5. prstu a funkčně jsou využívány ke svírání prstů nohy. *Mm. interossei dorsales* se táhnou na fibulární straně metatarzů 3. a 4. prstu a na každé straně metatarzu 2. prstu. Upínají se v dorzálních aponeurózách prstů a funkcí těchto svalů je abdukce prstů, neboli odtažení 3. a 4. prstu od 2. prstu a spolupráce na flexi v metatarzofalangových kloubech a na extenzi v interfalangových kloubech. (Čihák, 2001).



Obr. 6 Svaly a šlachy nohy (Čihák, 1987)

**A. (hřbet nohy)** 1 šlacha m.tibialis anterior 2 šlacha m. extensor hallucis longus 3 šlacha tzv. m. peroneus tertius 4 šlachy m. extensor digitorum longus 5 m. extensor hallucis brevis 6 m. extensor digitorum brevis 7 m.interosseus dorsalis I 8, 9 retinaculum musculorum extensorum superius/inferius 10 musculi interossei dorsales **B. (planta - povrchová vrstva)** 1 m. abductor digiti minimi 2 m. flexor digiti minimi brevis 3 m. flexor digitorum brevis 4 m. adductor hallucis 5, 9 m. abductor hallucis 6, 7 m. flexor hallucis brevis 8 šlacha m. flexor hallucis longus 10 tibiální a fibulární sezamská kůstka palce 11 šlachy mm.lumbricales.

## 2.5 Svaly bérce

### 2.5.1 Ventrální svaly

Uplatňujeme je hlavně v dorzální flexi, při extenzi prstců a v supinaci nohy. Inervaci zajišťuje těmto svalům n. peroneus profundus. Mezi ventrální svaly řadíme m. tibialis anterior, který v hlezenním kloubu provádí dorzální flexi a supinaci hlavně kolem tibiotalárního kloubu. Udržuje rovnováhu ve stoji, zabraňuje naklánění těla vzad a dále má za úkol stabilizovat klouby, kterými prochází. Aktivní je při dopadu na paty v krokovém cyklu, kdy svojí kontrakcí brzdí při pokládání na podložku. Flexí v hlezenním kloubu ve švihové fázi a zabráníme zakopnutí špičky. (Travell, 1993; Vařeka a Vařeková, 2010; Čihák, 2011).

Dalším ze skupiny ventrálních svalů je m. extenzor digitorum longus. Distálně jej můžeme rozdělit do čtyřech šlach upínajících se na dorzální aponeurózu a distální články 2. - 5. prstu. Inervace svalu přichází z n. peroneus profundus a jeho primární funkcí je dorzální flexe

nohy a pronace. Významnou roli hraje při stabilizaci dolního hlezna. (Čihák, 2001; Travell, 1993).

M. extenzor hallucis longus významně spolupracuje na dorzální flexi v hlezenním kloubu s částečnou supinací a podílí se na extenzi palce. Inervován je prostřednictvím n. peroneus profundus (Čihák, 2001; Travell, 1993).

### **2.5.2 Laterální svaly**

Do laterální skupiny bérce patří peroneální svaly. Jsou uloženy na boční straně bérce v samostatném osteofasciálním septu. Sval inervují vlákna n. peroneus superficialis. Umožňují pronaci nohy a podporují plantární flexi a abdukci nohy. Na držení podélné i příčné nožní klenby mají významný podíl právě tyto svaly. M. peroneus brevis je vazivovými poutky přichycen na tuberositas ossis metatarsalis minimi a je inervován díky n. peroneus superficialis. Hlavním úkolem m. peroneus brevis je pronace v subtalárním kloubu a s jeho pomocí jsou kontrolovány pohyby nohy, obzvlášť pak napomáhají stabilizovat bérce a nohu v oporové fázi. M. peroneus tertius je od stejnojmenného svalstva dosti odlišný a to i tím, že je zásoben pomocí n. peroneus profundus. M. peroneus tertius působí naopak oproti peroneálním svlům jako dorzální flexor. Spolupracuje také na pronaci v tibiotalárním a subtalárním kloubu (Travell, 1993; Vařeka a Vařeková, 2010).

### **2.5.3 Dorzální svaly**

Jde o svaly bérce, které jsou nejpočetnější. Tuto skupinu svalů využíváme hlavně při plantární flexi a dělíme ji do tří hlav, které se sbíhají a tvoří Achillovu šlachu. Dorzální svaly tvoří dva povrchové a jeden hluboký sval, které jsou inervovány n. tibialis. Skupina svalů je složena do m. triceps surae umožňující plantární flexi, supinaci nohy, pomáhá udržet podélnou klenbu a umožňuje správnou pozici bérce vůči noze. Aby byly tyto funkce co nejlépe zajištěny je potřeba mít nohu v supinaci či v neutrálním postavení subtalárního kloubu (Janda, 2004). M. gastrocnemius se dělí na laterální a mediální hlavu a je zodpovědný za odvíjení planty při chůzi v závislosti na postavení v kolenním kloubu. Větší účinnost můžeme pozorovat v extenzi a při zatížení pomáhá „uzamknout“ kolenní kloub. Naopak m. soleus umožňuje plantární flexi nohy a spolu s m. gastrocnemii tvoří již zmiňovanou Achillovu šlachu (Čihák, 2001). M. flexor hallucis longus využíváme při plantární flexi palce nohy a částečně flektuje i ostatní prsty. Inervován je z n. tibialis, v chůzi tlačí palec k podložce, významným podílem se projevuje v supinaci v tibiotalárním kloubu a napomáhá v hlezenním kloubu při plantární flexi. Pohyb a aktivita m. flexor hallucis a digitorum longus je velice přísně zajišťován pomocí m. triceps

surae (Dylevský, 2009). Musculus plantaris je úzký zakrnělý sval začínající na kondylu femuru splývající s Achillovou šlachou a s ní se upíná na hrbol kosti patní. Inervaci zabezpečuje n. tibialis zajišťuje flexi a supinaci nohy (Čihák, 2001; Travell, 1993). M. tibialis posterior má začátek je tibií a fibule, úponová šlacha pokračuje za vnitřní kotník a končí na drobných kůstkách nohy při palcové straně. Podílí na plantární flexi v hlezenním a TT kloubu a je hlavním svalem provádějící supinaci zánoží, čímž podchycuje podélnou klenbu nožní v jejím nejexponovanějším místě a je součástí tzv. třmenu nožní klenby (Vařeka a Vařeková, 2010; Dylevský, 2009). Posledním z dorzálních svalů je m. flexor digitorum longus využívaný při flexi II. – V. prstu, napomáhá plantární flexi, inverzi nohy a tiskne prsty k podložce při odvíjení nohy za chůzi (Čihák, 2011). Při špatné funkci spolu s m. hallucis longus způsobuje drápotivé prsty a jiné deformity prstů a nohy (Čihák, 2001).

## 2.6 Patologické odchylky nohy

Patologie se zaměřuje na onemocnění a vady lidského těla, které se dělí na vrozené a získané. S vrozenými vadami se jedinec již narodí. Vznikají tedy během vývoje plodu nebo v průběhu porodu. Do této kategorie lze taktéž zařadit i vady dědičné. Získané vady získáme během celého života daného jedince. Příčina tvorby poruch kostí jako je křivice a osteoporóza, zánětlivá onemocnění kostí a úrazy, přetěžování podpurných tkání a tlakem z vnějšího prostředí. Přetěžování tkání vzniká v tu chvíli, pokud má jedinec nadměrnou hmotnost, nosí těžká břemena, často stojí nebo také v těhotenství. Dalším dopadem na tyto vady může být nevhodná obuv, jako jsou například vyšší podpatky, nebo v opačném případě obuv bez podpatku. Na nohu působí tlak, vedoucí ke vzniku deformit, a to hlavně u nošení velikostně, či konstrukčně špatně řešené obuvi. Jde o nošení krátké, špičaté, úzké nebo jinak závadné obuvi (Řihovský, 1975).

Vysoký výskyt deformit nohou je taktéž způsoben vnitřními a vnějšími faktory. Vznik ploché nohy, či jiných odchylek, je způsoben mimo vrozených příčin také poraněním, chorobou či dlouhodobým přetěžováním, způsobem života nebo také, jak již bylo zmíněno, nevhodným výběrem obuvi. Všechny tyto faktory ovlivňují pružnost chůze, plynulé přenášení těžiště, držení těla a další pohybové stereotypy. Následné změny ve tvaru a funkci nožní klenby se mohou projevit bolestivostí v kterékoliv oblasti podpurného a pohybového systému. Deformace nohou jsou kompenzovány odpovídajícím vadným držením trupu a často jsou doprovázeny bolestivostí v páteřní oblasti (Kopecký, 2004).



### 2.6.1 Plochá noha

U dospělé populace rozlišujeme získanou plochou nohu, která se vyvine na původně nedeformované noze a plochou nohu, která se vyvíjí z dětské ploché nohy (Dungl, 1989; Kolář, 2009; Medek, 2003). Získaná plochá noha dospělých (obr. 7) je často způsobena statickou deformací, která může vzniknout v kterémkoliv věku po ukončení růstu kostí komplexním působením mnoha faktorů. Nejvýznamnější roli ve vzniku deformity hraje dlouhodobé přetěžování, kterým dochází k porušení vztahu mezi velikostí zátěže a nosností nohy (Dungl, 2005). Z vedlejších příčin je nadváha na prvním místě spolu s nošením těžkých břemen a limitovanou možností pravidelného odpočinku. Důležitým faktorem je též nevhodná obuv a také hormonální vlivy, příkladem je klimakterium či těhotenství (Medek, 2003). Vedle časté únavy, bolestí a křečí v lýtku, je plochá noha dospělých většinou doprovázena varikózním rozšířením žil dolních končetin a s tím spojené otoky. Svaly u nohy s pokleslou nožní klenbou jsou více namáhány než u zdravé nohy, což vede k mnohem rychlejší únavě svalů, potažmo jedince. Důsledkem je horší venózní vyprazdňování svalovou pumpou, tím dochází k městnání a tvorbě varixu. V této souvislosti dochází ke zvýšené tvorbě potu na nohou, zhoršující se tkáňové trofice, vede ke vzniku osteoporózy, další ztrátě pevnosti vaziva, poklesu nožní klenby a rozšíření přednoží (Dungl, 2005).

Statickou získanou plochou nohu dospělých lze rozdělit podle obtíží a velikostí deformit do čtyř stupňů:

1. V nejlehčím stupni deformace je tvar nohy zachován, ale po delší námaze se objevuje pocit únavy, který může přerůst až v bolest, mohou se objevit křeče lýtku ve spánku, lze nalézt valgózní postavení paty.
2. Při zatížení dochází k poklesu podélné klenby, při odlehčení se klenba obnoví do původní polohy. Bolest je méně intenzivní než při prvním stupni. Takto nazýváme nohu ochablou.
3. Noha je trvale v plochem stavu, ale je volná a pasivně ji lze tvarovat do normálního tvaru, přičemž jsou bolesti poměrně malé.
4. Tento stupeň je již deformitu fixovaná (Dungl, 2005).

## 2.6.2 Vysoká noha

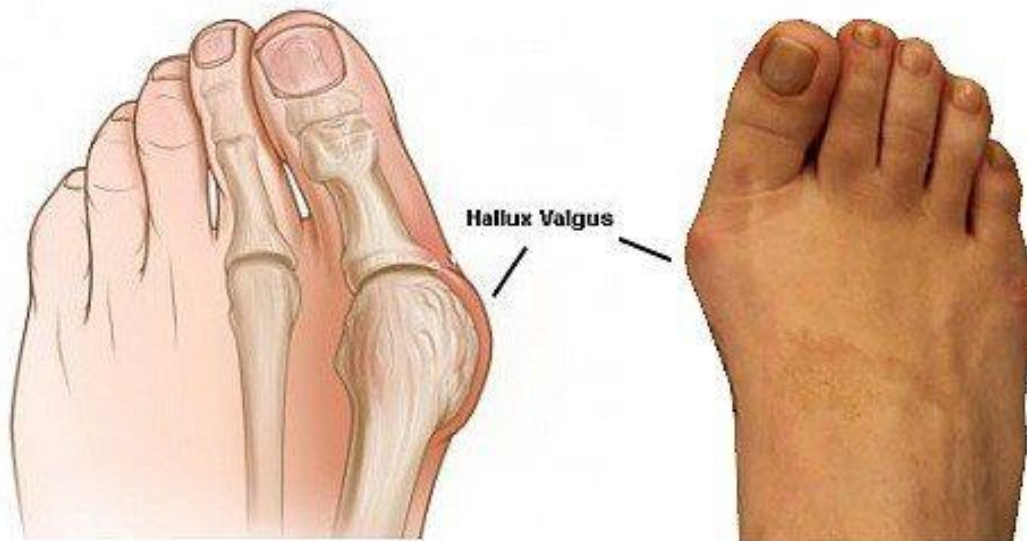
Pes cavus je opak ploché nohy a jinak se též nazývá noha lukovitá (obr. 7), u které je zvýrazněna podélná klenba. Je vyklenutá za hranice normálu. Typickým znakem vysoké nohy je noha, která nemá ve stoji žádný styk s podložkou v oblasti střední části nohy, proto neumožňuje absorbovat nárazy. Deformity může být také způsobena nevhodnou obuví. (Larsen, 2009; Kott, 1998; Řihovský, 1975). Osa subtalárního kloubu je vertikálněji než u normální nohy. V důsledku toho při vnitřní rotaci dolní končetiny dochází k menší vnitřní rotaci nohy a menší pronaci (Riegerová, Přidalová, Ulbrichová, 2006).



Obr. 7 Nožní klenba – plochá noha a vysoká noha ([www.ortopedica.cz](http://www.ortopedica.cz), 2016)

## 2.6.3 Vbočený palec

Halux valgus je statická deformita přednoží (obr. 8). Vzniká přetěžováním hlavního palcového kloubu při chůzi nebo chůzi po špičkách od sebe o více než 30°. Na zevní straně metatarzofalangeálního kloubu palce jsou napjaty šlachy m. musculus flexor a m. extensor hallucis longus. Dochází k odhalení hlavičky první nártní kosti, na které se vytvoří kostěný výrůstek. Palec se vbočuje směrem k ostatním prstům, první nártní kost se stáčí dovnitř. Mezi výrůstkem a kůží vznikne tíhový váček (burza), který zmenšuje tlak na okostici. Kůže je tenká, špatně prokrvená, hladká a lesklá. Při této deformitě je palec vychýlen k druhému prstu a obvykle je doprovázena plochonožím. V případě, že pozorujeme vbočený palec již v dětství, připisujeme vznik dědičnosti či těsným kalhotám nebo ponožkám. Často je zapříčiněna nevhodnou obuví, a to zejména do špičky, která vychyluje palec z osy. Léčen je nejdříve konzervativní metodou, stélkami či korektory, při neúspěšném léčení se musí řešit operativně. (Kott, 1998; Sosna, 2001; Řihovský, 1975).



Obr. 8 Vbočený palec ([www.zdrave-nohy.cz](http://www.zdrave-nohy.cz), 2016)

#### 2.6.4 Vybočený malík

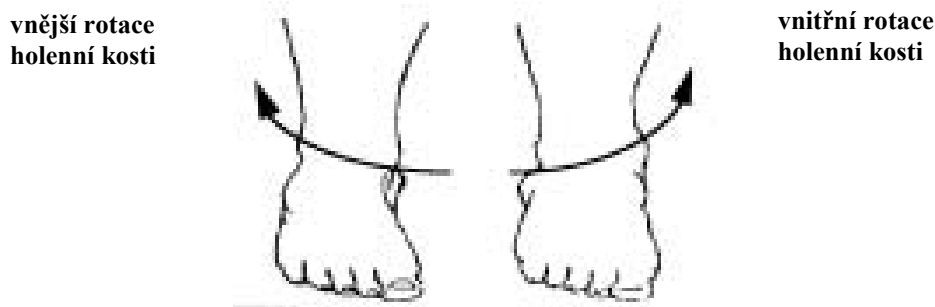
Digitus quintus varus je opačným příkladem vbočeného palce. Malík je vychýlen směrem ke čtvrtému prstu. Při větší deformitě může nastat situace, v které dojde k přeložení malíku nad čtvrtý prst. Na malíku vzniká exostóza, nad níž se může utvořit tíhový váček. Vybočený malík je většinou problémem nevhodně prostorově řešené obuvi (Řihovský, 1975).

#### 2.6.5 Odchyšky subtalárního kloubu

Příliš pronovaná noha se prezentuje everzí patní kosti, addukcí a plantární flexí talu, zatímco supinovaná noha se projevuje patní inverzí, abdukcí a dorzální flexí talu. Proto při jednostranné nadměrné pronaci může docházet k extrémnímu mediálnímu zatížení a funkčnímu zkrácení nohy. Nadměrně pronovaná noha se z tohoto důvodu vyznačuje sníženou klenbou, flektovaným kolenem a kyčlí v důsledku vnitřní rotace nohy. Svaly a přidružené struktury měkkých tkání jsou následně ohroženy a společné problémy zasahují od patelofemorální disfunkce po syndrom spodní části beder a jsou spojené s tímto typem postojí (Vasyli, 2015).

Naopak příliš supinovaná noha je prezentována jako vyklenutá noha se sníženou absorpcí nárazů a laterální nestabilitou. Nadbytek supinace při fixovaných pohybech otáčí holenní kost vně, čímž se zvyšuje vertikální vzdálenost a převrácením patní kosti. Kombinací zvyšujícího se vyklenutí nohy, uzavírání střední části nohy a převrácením patní kosti se následně snižují tlumící vlastnosti nohy. Tento typ nohy je zapříčiněn syndromem chronického podvrtnutí a také ITB syndromem (Vasyli, 2015).

Pronace je běžně spojována s vnitřní rotací holenní kosti a propadání se klenby, naopak supinace je především spojována s vnější rotací holenní kosti a zvedáním klenby (obr. 9).



**Obr. 9 Vnější a vnitřní tibiální rotace spojená s fixovaným pohybem subtalárního kloubu v pronaci a supinaci (Vasyli, 2015)**

Nejběžnějším typem nohy náchylné k tomuto úrazu je vyklenutá noha s pevně plantárně flektovaným prvním metatarzem nebo vbočené či vybočené nohy. Podvrtnutí kotníku je jedním z nejčastějších poranění kotníku mezi sportovci. Při vyšetření vbočené nohy musíme brát na vědomí, že první metatarz je plantárně flektovanější, než ostatní metatarzy, což je možné vidět u lupavého palce s deformitou nebo boule na mediální straně prvního metatarzálního kloubu palce. Při pohybu je těžiště posunuto směrem k druhé noze. Na nohy s valgózní deformitou přednoží a zánoží se musí nejprve obrátit v pronaci na klouby střední části nohy kolem své podélné osy, až poté může dojít k pohybu. Pohyb je opožděn a dochází k boční posturální nestabilitě. V tomto případě dochází k mírnému nepohodlí a občasným otokům po zátěži. Je pravděpodobné, že opakujícím se přetěžováním může dojít k narušení integrity vláken vazů. Proto je potřeba svaly správně „přeučit“ a trénovat rovnováhu (Sidari, 2015).

Léčbou je třeba hlavně snížit napětí a zánět v dané oblasti, kterého docílíme buď pomocí tejpovací pásky, nebo použitím vycpávky. V případě, že jsou příznaky větší, je možné použít led ke snížení zánětu, masáž protizánětlivým gelem nebo protizánětlivou injekcí. Pro snížení napětí v kotníku a obnovení funkce postranních vazů využíváme především pohyb. Lze toho také docílit pomocí vycpávky na valgózním přednoží a tejpováním, speciálními funkčními ortézami nebo kombinací všech způsobů (Sidari, 2015).

### **2.6.6 Bolesti dolní části zad**

Při zkoumání hypermobility nohou bylo zjištěno, že převládá zejména u subtalárních a midtarsálních kloubů. Obvykle je vysoké varózní zánoží kompenzováno a mediální část chodidla se hroutí a pronuje na konci pohybu. To umožňuje rotaci bérce a naklonění horní části těla a pánve dopředu. Těžiště se posouvá vpřed. Kompenzace pak může vznikat kolem páteře,

a to jako lordotické křivky nebo je-li jedna noha více pronovaná než druhá, pak dojde ke skoliotickému zakřivení. Tyto kompenzace v páteři mohou způsobit svalovou nerovnováhu kolem páteře a díky svalové únavě pak může dojít k bolesti (Sidari, 2015).

### 2.6.7 Odchytky způsobené nadměrnou pronací nohy

Stejně jako u mnoha chronických potíží pohybového ústrojí, které mají více než jednu příčinu, může být někdy obtížné přesně určit, jaká byla první či počáteční příčina vedoucí k aktuálnímu zdravotnímu stavu. To je do určité míry v případě, kdy je noha nadměrně pronovaná a ihned se jeho vliv promítne do celého držení těla a pravděpodobně způsobuje další muskuloskeletální potíže, které by mohly být způsobeny nadměrnou pronací. Nadměrná pronace, působí tak, že vnitřně otáčí nohy a zvyšuje úhel v koleni. Vnitřní rotace stehenní kosti a kyčelního kloubu tlačí dolní část pánve spolu s jamkami směrem dozadu a tím způsobí přední posun v ložisku hmotnosti. Tímto posunem způsobíme triádu: a) mechanické znevýhodnění břišního svalstva, které postupně ztrácí tonus a nastává zvýšená bederní lordóza; b) zkrácení vzpřimovačů páteře, čtyřhranného svalu bederního a bedrokyčlostehenního svalu, čímž opět zvyšuje bederní lordózu a sklon pánve; c) zvýšená bederní lordóza, která vrství spodní část bederních facetových kloubů, způsobuje zvýšené mechanické zatížení (Clarey, 2015).

### 2.6.8 Kladívkové prsty

Kladívkový prst, digitus hamati, je deformita při které je proximální interfalangeální kloub ve flexi (obr. 10). Proximální článek v metatarzofalangeálním kloubu je v hyperextenzi. Často je nalezneme u valgózních palců a také u příčně ploché nohy. Na prstech se začnou tvořit otlaky, dojde ke zvětšení tíhových váček a vzniku kuřích ok nad prvním mezičláňkovým kloubem. Vadu lze pozorovat většinou na obou nohách zároveň. Nápravu lze učinit jen operativní formou. (Kolář, 2009; Kott, 1998; Řihovský, 1975).



Obr. 10 Kladívkový prst (Řihovský, 1975)

### 2.6.9 Kožní nemoci

- Otlaky (mozoly) - je ohraničené zesílení zrohovatělé vrstvy pokožky, pod kterou se vytvoří oválný nebo okrouhlý plochý tvrdý hrbolek. Je způsobené nošením nevhodné obuvi, která tlačí na dané místo. Jeho barva je žlutá a závislá na jeho mohutnosti. Vznikají na místě styku chodidla s podložkou, v patní části plosky, pod hlavičkou první a páté kosti nártní (Řihovský, 1975).
- Puchýř vzniká třením mezi pokožkou a škárou, při kterém dojde k uvolnění těchto vrstev a volný prostor se vyplní tkáňovým mokem. Toto doprovází nadměrné pocení, kůže zbobtná a měkne (Řihovský, 1975).
- Kuří oko (clavus) je tlustší rohová vrstva pokožky, která vzniká působením tlaku na kůži z obou dvou stran. Tento tlak vyvolává působení obuvi oproti kostnímu výběžku. Nejvyšší tlak na obuvi způsobují švy a zdvojení materiálu. V chůzi způsobuje kuří oko palčivou bolest (Řihovský, 1975).

## 2.7 Ortopedické stélky

Ortopedická stélka je zdravotnickým prostředkem, který se používá k optimalizaci postavení nohy v obuvi. Obuv má obvykle anatomický tvar a měla by tedy respektovat anatomické zákonitosti nohy. Bohužel to však nelze tvrdit v každém z jednotlivých případech. Ortopedické stélky jsou používány nejen lidmi s ortopedickými potížemi, ale lze je aplikovat do obuvi zdravého člověka nebo sportovce jako podpurný prostředek na základě doporučení ortopeda. Ortopedické stélky jsou ortopedickými pomůckami, pomáhající udržovat optimální tvar odpovídající části těla. Cílem používání ortopedických stélek je změnit rozložení zatížení chodidla (Sobotka, 1996).

Všechny typy vyráběných stélek mají za cíl vyrovnávat drobná postižení chodidel nohou a napomáhat vykompenzovat vadný postoj a odlehčit bolestivým místům. Konstrukce stélek je podřízena technologickému vývoji. Ortopedické stélky z dřívějška se silnou tloušťkou jsou nahrazovány stélkami z lehčích materiálů, které jsou v oblasti prstů velmi tenké, proto umožňují volný pohyb prstů. V současnosti jsou moderní stélky vyráběny pomocí plantogramu nebo plastického odlitku nohy (Poul, 1999).

U moderních bot je součástí tvarovaná stélka, jejíž funkcí je podpora rozvoje a funkce podélné a příčné nožní klenby. Chrupavčitý oblouk nohy je u dětí od narození vyplněn tukovou

tkání, která utváří přirozenou ochranu. Vyklenutí stélky je tedy v obuvi dětí do 2 – 3 let něčím navíc a neodpovídá přirozené anatomii chodidla (Svobodová, 1999).

Ortopedické stélky by se neměly používat paušálně, a jak ukazují zkušenosti zahraničních autorů, jejich nadbytečné nošení může vést v dospělosti k obtížím z dekompenzace po předchozím dlouhodobém nošení (Poul, 1999). U pes planovalgus se přistupuje k aplikaci ortopedických stélek až při 3. stupni (obr. 7). Při jejich indikaci musíme počítat s fyziologickými změnami spojenými s růstem podmiňující valgozitu paty. Správně zhotovená stélka upravuje postavení paty a brání jejímu vychýlení do valgozity. Abdukci přednoží je možno ovlivnit supinačním působením ortopedické stélky. Při vyšším stupni plochonoží je zapotřebí kontrola účinku ortopedické stélky ošetřujícím ortopedem s případnou korekcí (Kolář, 2009).



**Obr. 11** Skořepinová stélka (Cmunt, 1996)

Pro dokonalou účinnost je bezmezně nutné nosit skořepinovou ortopedickou stélku (obr. 11) ve vhodné, dostatečně kvalitní a prostorné obuvi. Taktéž je nutná, vzhledem k růstu nohou, pravidelná výměna stélek. Celková doporučená doba nošení se pohybuje okolo dvou let (Kolář, 2009).

### **2.7.1 Dělení ortopedických stélek**

**a) Stélky měkké** se vyrábějí z několika vrstev elasticky stlačitelných pěnových materiálů. Výroba probíhá na základě zjištěných údajů o přenosu tlaku váhy těla na nohu. Pěnové stélky jsou často připravovány tak, aby se po nahřátí přizpůsobily noze každého jedince a po vychladnutí si zachovaly požadovaný tvar. Došlap patní kosti na podložku je tlumen v závislosti na použitém materiálu. Tyto materiály však mají omezenou životnost, která je v první řadě závislá na jejich kvalitě (Borský, 2010).

**b) Stélky pevné** jsou velmi stabilizační, což je jejím hlavním znakem. Jejich klíčovou výhodou ve srovnání se stélkami měkkými je ve stabilizačním segmentu, který kromě

odpružení došlapu umí rovněž podporovat kontrolu a řízení pohybu kloubů na noze. Pevné stélky bývají často tenčí, proto bývají vhodnějšími a vyhledávanějšími stélkami do sportovní a společenské obuvi. Tento druh obuvi má většinou poměrně nízko svůj svršek, tudíž při příliš tlusté stélce dochází ke kontaktu nohy s obuví a následnému vzájemnému tření způsobující otlaky, oděrky či puchýře. Další výhodou pevných stélek je větší kontrola a řízení pohybu kloubu nohy (Borský, 2010).

Mezi jednoduché kompenzace některých statických vad nohy patří ortopedická úprava standartní obuvi (vlepení metatarsálního srdíčka, klenbové výztuhy, úprava stélky). Dále se může upravovat podešev z mediální nebo z laterální strany pro korekci valgozity nebo varozity paty (Gallo, 2011).

Pro terapii příčně ploché nohy jsou předepisovány stélky s metatarzálním srdíčkem pod bází metatarzů, podpírající příčnou klenbu. U podélně ploché nohy by měla podírat klenbu podélnou. Při složitějších vadách by měla stélka korigovat rozložení zátěže a postavení nohy s odlehčováním přetížené části chodidla (Koudela, 2004).

Základním vstupním parametrem pro zhotovení stélky italskou metodou je dynamický vtisk chodidla nohy do tvárného materiálu umístěného ve speciální obuvi. Vzniklý vtisk slouží jako forma pro novou stélku. Ortopedické stélky, vytvarované tímto způsobem, se chovají jako stélky vyměkčené a jsou maximálně uzpůsobeny dynamickému chování nohy pacienta při chůzi (Borský, 2010; Černý, 2005).

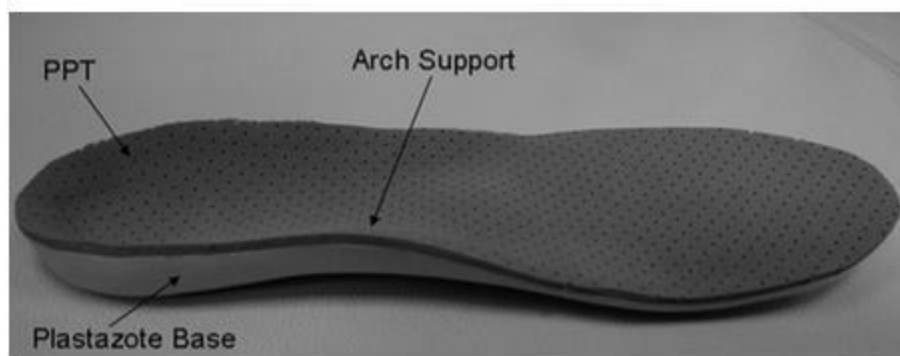
Larsen (2009) doporučuje použití stélek až jako třetí možnost korekce. V první řadě by doporučoval úpravu pacientovi obuvi, následně pomocí speciálních cviků docílit aktivace nožní klenby, a jako poslední možnost by doporučil ortopedické stélky, a to jen v případě těžkých deformací. Jen u 15% dětí, které nosí stélky do bot, je má opravdu indikováno, zbylých 85% nosí stélky neadekvátně ke svým potížím. Široké spektrum stélek, které trh nabízí, se liší použitým materiálem a tvarem podle funkce, kterou by měly stélky přinášet. Nejpoužívanější stélky jsou sešikmené s vypodložením mediálního oblouku (obr. 12) pro kompenzaci vbočené nohy či plochonoží. Při používání těchto stélek je podstatné, aby nám noha nesklouzávala nebo nebyla šikmo, patní část by měla být z pevnějšího materiálu pro kvalitní stabilizaci paty v obuvi. V nejlepším možném případě se stélka vyrábí pacientovi na míru (Larsen, 2005; Vernerová, 2015).





Obr. 12 Stélka s podložením mediální klenby (www.e-zdravotnickepotreby.sk, 2016)

Při zkoumání vlivu ortopedických stélek s plným kontaktem v oblasti mediální klenby (obr. 13), u pacientů s flexibilním plochonožím, došlo ke zlepšení valgózního pohybu v zánoží, snížení tlaku v kritických oblastech a polohování nohy do více neutrálního biomechanického stavu (Tang et al., 2014).



Obr. 13 Stélka pro flexibilní plochou nohu (Tang et al., 2014)

## 2.8 Fotbalová obuv

Celková rychlost pohybu během fotbalového utkání se za posledních 20 let výrazně zvýšila, ale hráč je v kontaktu s míčem pouze po dobu několika vteřin během 90-ti minutového utkání (Gabbett, Mulvey, 2008). Kromě zjednodušení manipulace s míčem musí kopačky podporovat mnoho dalších aspektů výkonu, které jsou specifické pro rychlejší styl hry. Celková uběhnutá vzdálenost během utkání je asi 10 - 12 kilometrů u elitních fotbalových hráčů. Rychlé změny směru a rychlé výbušné sprinty překračující 20 - 30 metrů, v současné době utváří hru (Gregson et al., 2010). Rychlé manévry často určují, který z hráčů, respektive týmů, bude mít míč pod kontrolou. Kromě tření mezi kopačkou a povrchem, je i hmotnost obuvi důležitým faktorem výkonu, protože různé hrací povrchy mají různé podmínky. Přírodní trávník, umělý trávník a hala vyžadují specifické vlastnosti podrážky. Dobrá fotbalová bota zvyšuje výkon a současně chrání sportovce před zraněním (Rampinini et al., 2008).

Tvar a poloha kolíků by měla být optimalizována, aby stabilizovala nohy a kotníky kloubů, a aby také usnadňovala přilnavost na hrací ploše během otáčení a rychlých změn směru. Z výsledků biomechanických zkoušek mělo za následek nahrazení 6-8 kolíků (obr. 14) větším počtem tenkých a dlouhých, elipticky tvarovaných, špuntů (obr. 15).



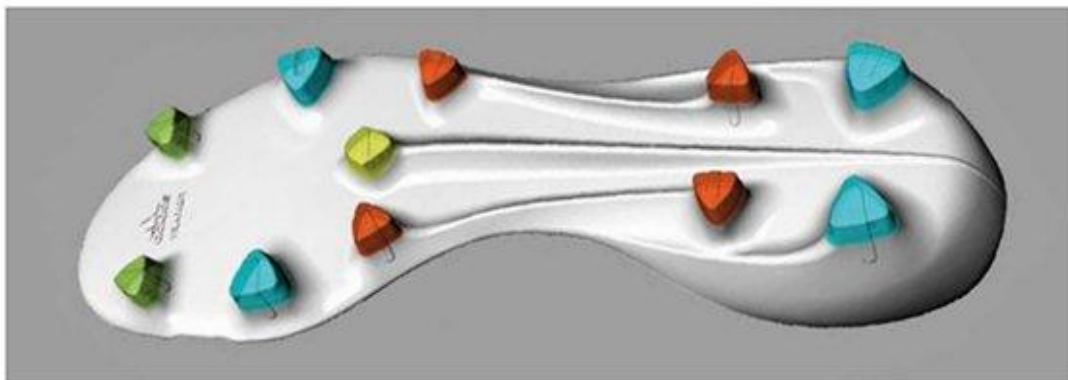
**Obr. 14 Kopačky Fritze Waltera z roku 1954 (www.designboom.com)**



**Obr. 15 Elipticky tvarované kolíky pro lepší tření (Adidas™)**

Dlouhé špunty poskytují větší odolnost proti uklouznutí, ale vytvářejí suboptimální rozložení tlaku (Gehring et al., 2007).

Queen et al. (2008) zjistil, že boty s menším počtem kolíků, ale za to vyššími, vytváří podstatně vyšší plantární tlak na nohy, než boty s vyšším počtem kratších špuntů. Kombinací tradičních kulatých špuntů, které jsou u hráčů velmi populární, s tenčími špunty, byla provedena ve snaze využít výhody obou typů, které mohou být výhodné pro akceleraci. Těmito pokračujícími výzkumy byla vymyšlena konstrukce, která byla navržena s cílem zrychlit změny směru (obr. 16). Toto je však v rozporu s důkazy, které tvrdí, že tato obuv zapříčiňuje zvýšení rizika poranění ligamentum cruciatum anterius (předního zkříženého vazy) (Gehring et al., 2007, Geli et al., 2009, Zebis et al., 2008).



**Obr. 16** Relativně malé a úzké špunty (Adidas™)

Fotbalový hráči chtějí botu, která podporuje agresivní styl hry, nicméně, vysoký stupeň trakce a rychlé změny směru, mohou přispět k nadměrnému namáhání kloubů, svalů a šlach (Kaila, 2007). Fotbalová bota by měla přinést co největší ochranu a stabilitu. Celková stabilita nejnovějších kopaček je odvozena z kombinace různých materiálů, které se používají pro konstrukci podešve, stélky, a svrchní části. Zavedení syntetických materiálů umožnilo zabudovat stabilizační složky do svršku boty, stejně jako spojení na vnějšího podešve, stélky, a svrchní části takovým způsobem, že jim umožňuje fungovat jako mechanický celek. Villwock et al. (2009) analyzovali tuhost boty na různých hracích plochách, a zjistili, že tuhost je dána celkovou konstrukcí boty.

Vhodná obuv by měla být o něco delší než noha, aby byl umožněn volný pohyb prstů, nášlapná stélka by měla odpovídat tvaru nohy, podešev by měl být pevný a ohebný. Podpatek způsobuje přenesení zátěže z patní části nohy na prsty (1 cm vysoký podpatek – 12 -15% zátěže), proto by měl být podpatek vysoký 1 – 2 cm. Pro dobrou stabilitu nohy je také vhodný tuhý opatek (Rušavý, 1998).

Analýza možného vztahu mezi designem kopaček a náchylností zranění, je v současné době zaměřena na výstavbu úseku střední části boty. Zvýšený výskyt zranění střední části nohy byl způsoben pružnou podrážkou právě v této části (obr. 17) (Sims et al., 2008).



**Obr. 17 Pružná podrážka, která představovala zvýšené riziko úrazu (Walther, 2011)**

Většina výrobců se nyní snaží zajistit vysoký stupeň flexibility v metatarzofalangeální oblasti kloubů a zároveň ochránit střední část nohy od zranění (obr. 18).



**Obr. 18 Flexibilní podrážka v oblasti metatarzofalangeální a zároveň tuhá ve střední části (Walther, 2011)**

Fotbalový obuvnický průmysl vyráběl kopačky pro dospělé v dětských velikostech, ale pro mladé hráče s nižší tělesnou hmotností byla tato obuv příliš tuhá. Proto byly zavedeny kopačky, které byly speciálně navrženy pro zvláštní potřeby dětí a dospívajících (Walther, 2006).

Podle Válková (1999) může obuv svým tvarem i skladbou materiálu příznivě i nepříznivě ovlivnit tvar i funkci nohy. Obuv, a nejen fotbalová, by měla co nejvíce odpovídat anatomickému tvaru nohy. Zvláště citlivě musí být tvarována přední část obuvi, určená pro uložení prstů. Jestliže obuv neodpovídá anatomickému tvaru nohy a narušuje její fyziologickou činnost, může způsobit závažná poškození či poranění. Každé poranění, újma nebo deformace se projeví ve snížení pohyblivosti člověka, ve zmenšení či ztrátě pracovní schopnosti a přináší také celou řadu dalších obtíží.

Apofýza patní kosti (hrbolek patní kosti) je běžný u dospívajících fotbalových hráčů. I přesto, že nejsou přesvědčivé důkazy, tak vývoj tohoto stavu předpokládá souvislost s průběhem tréninku. Přetěžování patní kosti při jejím růstu zejména špatnou fotbalovou obuví (Lau, Mahadev, Hui, 2008).

Perhamre et al. (2010) předkládají dobré výsledky pro patní apofýzu při používání podpatěnek a Mündermann et al. (2001) prokázali snížení výskytu zranění díky používání stélek, které byly použity ke zlepšení boty.

Cílem dnešních produktů je dostatečné míře řešit pružnost a stabilitu, ale aby to nemělo vliv na lehkou váhu boty. Zahnutím těchto elementů, ve spojení s funkčním svrškem kopačky, přinese vyšší přilnavost, zvýšené tření mezi botou a míčem, větší kontrolu nad míčem, zvýšení výkonu včetně stability (Liebeskind, 2011).

## 2.9 Stélky ve fotbalové obuvi

Níže uvádíme fotodokumentaci stélek ve fotbalové obuvi (Obr. 19). Doba používání je od 3. do 6 měsíců. Při detailnějším pohledu lze spatřit nižší kvalitu použitých materiálů a pravděpodobně lze dále usuzovat na nižší funkčnost těchto stélek od originálního výrobce fotbalové obuvi. Převážně se tedy jedná o jakýsi měkčený molitan s textílem na povrchu.



Obr. 19 Aktuální a nefunkční stav stélek různých výrobců fotbalové obuvi

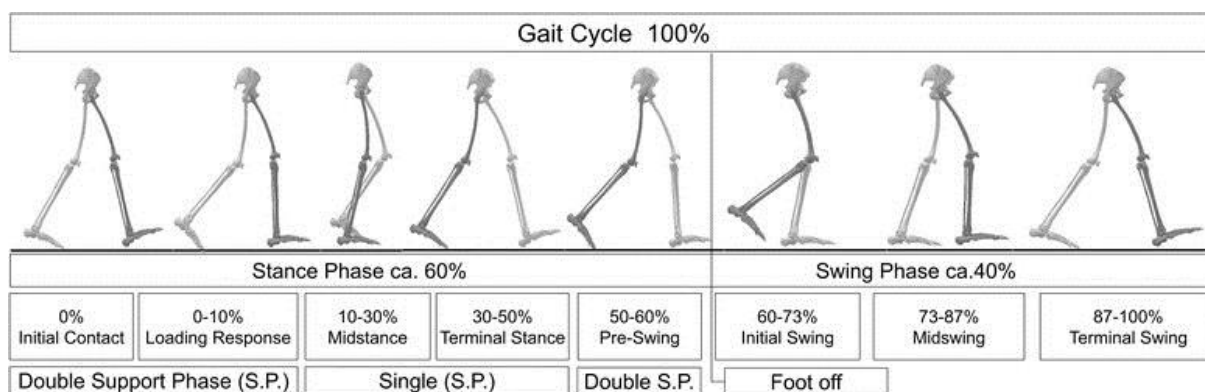


## 2.10 Fáze běhu a chůze

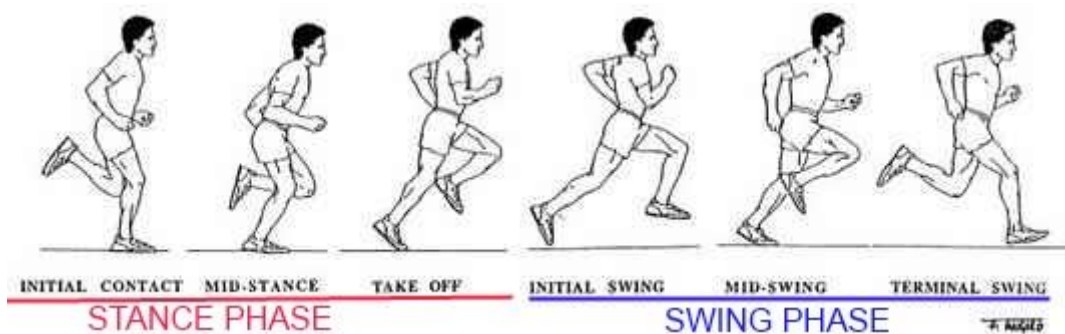
Hamilton (2012) chůzi a běh popisuje jako pohyb kyvadlového charakteru, ve kterém je nejviditelnější rozdíl mezi těmito lokomočními pohyby ve:

- Dvouoporové fáze – charakteristická při chůzi, absentující při běhu
- Letová fáze – charakteristická při běhu, absentující při chůzi

Porovnání zastoupení jednotlivých fází při běhu a při chůzi ukazuje obr. 20 a obr. 21. Lze pozorovat, že s přibývajícím rychlostí se zvyšuje zastoupení fáze letové oproti fázi stojné. Dvouoporová fáze se přitom ztrácí úplně. Při běhu je noha v kontaktu s podložkou přibližně 200-300 ms. Za tuto dobu musí dolní končetina zvládnout absorbovat energii došlapu, poskytnout tělu oporu ve stojné fázi a v konečné fázi pak vytvořit energii dostatečnou pro udržení pohybu vpřed. (McGinnis, 2013).



Obr. 20 Klasifikace fází chůze (Perry, 1992)



Obr. 21 Fáze běhu ([www.andrewsacksperformance.files.wordpress.com](http://www.andrewsacksperformance.files.wordpress.com))

Krokový cyklus zahrnuje dva základní děje. Větší část, přibližně 60% krokového cyklu zaujímá *stojná fáze (stance phase)*, zbylých 40% krokového cyklu představuje *švihová fáze (swing phase)*. Detailní průběh fázemi je detailněji popsán níže (Obr. 22).

S rostoucí rychlostí pohybu se také mění vzdálenost kontaktu přední nohy od těžiště těla. Čím rychlejší je náš pohyb vpřed, tím blíže k těžišti těla klademe přední nohu. Při sprintu tedy pokládáme přední nohu téměř pod tělo. Tento jev zajišťuje snížení brzdivé síly lidské končetiny a tím se zvyšují hnací síly pohybového aparátu. Jedinec se při chůzi pohybuje průměrným tempem 82 m/min, respektive 58 došlapů za minutu. Při běhu pak uběhne více než 201 m/min, přičemž na vzdálenosti jedné míle učiní 300-900 došlapů (Hamilton et al., 2012; McGinnis, 2013; Nordin, 2012)

### 2.10.1 Dělení krokového cyklu

- **Počáteční kontakt (initial contact)**

Počáteční kontakt zahajuje stojnou fázi, dolní končetina se dostává do kontaktu s podložkou. Druhá končetina je také v kontaktu s podložkou, čímž vzniká dvouoporová pozice. Protože se těžiště nachází nejnižší, je tato fáze nejstabilnější. (Whittle, 1996) Hlezenní kloub je v neutrálním postavení (90°) díky aktivitě m. tibialis anterior, který zároveň kontroluje pohyb do pasivní plantární flexe, k níž dochází po počátečním kontaktu. Subtalární kloub je v pronaci a transverzotarzální kloub je v relativní supinaci. (Vařeková, Vařeka, 2009).

- **Zatěžování (loading response)**

V této fázi se hmotnost přenáší na stojnou končetinu a pánev rotuje k této končetině. Tato fáze zakončuje dvouoporovou pozici a plynule navazuje na počáteční kontakt, dokud se druhá končetina neodvine od země a nezahájí švihovou fázi. Dochází k absorpci nárazu, postupnému přenesení zatížení na končetinu a zachování průběhu pohybu (Perry, 1992).

- **Fáze přenosu (midstance)**

Během této fáze přechází druhá končetina do fáze švihové. Těžiště celého těla se nachází v nejvyšší pozici, tato fáze je tedy nejnestabilnější. Zvednutí chodidla švihové nohy a její míjení se s stojnou nohou způsobí plné přenesení váhy těla na stojnou nohu v případě, že je zajištěna stabilita stojné končetiny a trupu. V subtalárním kloubu dochází k supinaci, příčinou je částečné odlehčení paty (Rose, Gamble, 2006; Perry, 1992).

- **Konečný stoj (terminal stance)**

Konečný stoj je zahájen odlepením paty od podložky a trvá až do kontaktu opačné paty s podložkou. V okamžiku odlepení paty je dosaženo maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu. V této fázi se hmotnost těla přenáší před stojnou končetinu. Váha těla

je přenesena na přední část chodidla stojné nohy a musí být zajištěna stabilita trupu a dolní končetiny. Metatarzofalangeální klouby jsou v extenzi (Whittle, 1996).

- **Předšvihová fáze (pre-swing)**

Tato fáze je zahájena úvodním kontaktem opačné dolní končetiny a ukončena odtažením palce bližší nohy. Kontakt opačné paty zprostředkovává dvouoporovou fázi. Od okamžiku úvodního kontaktu druhostranné končetiny po odtažení palce, dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu. Metatarzofalangeální klouby jsou v extenzi, což způsobuje napínání plantární fascie. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, té dopomáhá tah m. triceps surae (Perry, 1992; Whittle, 1996).

- **Počáteční švih (initial swing)**

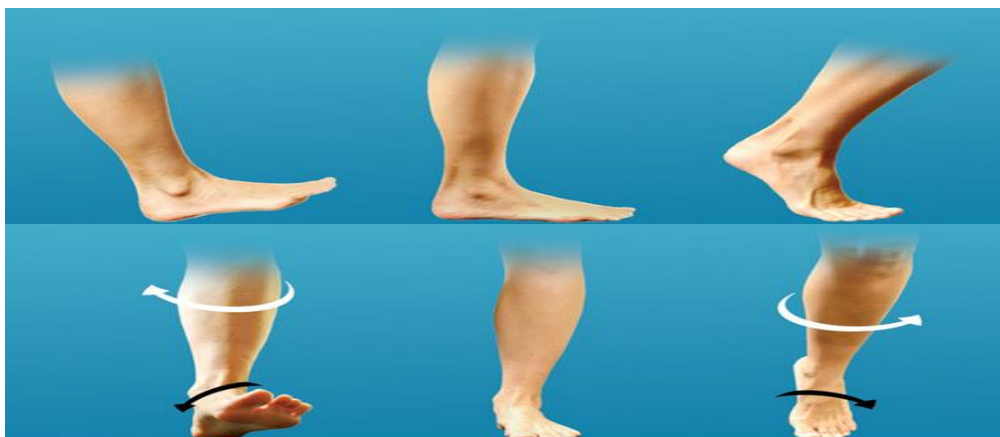
Počáteční švih tvoří jednu třetinu švihové fáze. Po odtažení palce dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu a ustává aktivita musculus triceps surae a začíná se inhibovat musculus tibialis anterior, aby mohlo dojít k dorzální flexi v hlezenním kloubu umožňující zdvihnutí nohy od podložky. Po přerušení kontaktu s podložkou dochází v subtalárním kloubu k pronaci (Vařeková, Vařeka, 2009; Perry, 1992).

- **Přešvih (midswing)**

Švihová dolní končetina se dostává před stojnou. Tibie se během této fáze dostává do vertikálního postavení. M. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení a lehká supinace přednoží přetrvává až do fáze počátečního kontaktu s podložkou (Trew, Everett, 1997).

- **Konečný švih (terminal swing)**

Tato fáze je zahájena vertikálním postavením tibie a ukončena kontaktem homolaterální paty. Dochází k nárůstu aktivity m. tibialis anterior a tím k supinaci v subtalárním kloubu. V transverzotarzálím kloubu dojde před dopadem paty také k supinaci (Vařeková, Vařeka, 2009).



Obr. 22 Detailní průběh fázemi chůze ([www.cdn.shopify.com](http://www.cdn.shopify.com))



## **2.11 Použití stélek ve sportu**

### **2.11.1 Stélky v cyklistice**

Ve studii Kocha a kol. (2013) se od speciálních stélek vyrobených z karbonu očekává, že bude mít vliv na anatomickou a biomechanickou strukturu nohy. Jejich cílem je, aby zabránily množícím se zraněním cyklistické, a také ke zlepšení výstupních hodnot. Proto jsou účinky cyklistických karbonových stélek hodnoceny s ohledem na její dopad ve výstupních hodnotách ve Wingate testu. 18 cyklistů a triatlonistů ve věku  $26,3 \pm 5,6$  let, výšce  $181,9 \pm 4,7$  cm a hmotnosti  $76,7 \pm 4,4$  kg nejméně na národní úrovni, bylo testováno ve vrcholovém a středním výkonu v průběhu tří Wingate testů s náhodně rozdělenými stélkami mezi jedince. Střední výkon se standardními stélkami byl celkově o 0,6% vyšší, než s karbonovými stélkami. Špičkový výkon se standardními stélkami byl o 1,5% vyšší než s karbonovými stélkami. Ani u středního výkonu ani u špičkového výkonu nebyl rozdíl významný. Použitím karbonových stélek u cyklistů tedy ukazuje podobné hodnoty výstupní hodnot jako standardních stélek.

### **2.11.2 Stélky v běhu**

Stearne a kol. (2016) poskytuje první přímý důkaz o tom, že použitím nové technologie stélek, která omezovala stlačení podélné klenby nohy během běžecké lokomoce, přispívá ke snižování energetických nákladů. Výrazným omezením stlačení klenby (~80%) během mírné rychlosti běhu ( $2,7 \text{ ms}^{-1}$ ) se metabolické náklady zlepšily o 6,0 %. Jednoduchý model ukazuje, že metabolická energie uložena v klenbě nohy je do jisté míry vysvětlována pasivní elastickou prací, která by jinak byla dodána aktivní svalovou prací.

Jak experimentální, tak modelové údaje potvrzují, že konečný rozsah komprese klenby určuje energetickou úsporu klenby. Omezování komprese klenby nemělo žádný vliv na chůzi ani na běh do kopce ( $3^\circ$ ), což by odpovídalo menší roli pasivně elastické práce v těchto způsobech pohybu. Tato zjištění dokazují roli úspory elastické energie podélné klenby nohy při běhu a naznačují, že podpora klenby používaná v některé obuvi a v ortotice, může zvyšovat náklady na běh (Stearne a kol., 2016).

## **2.12 Stélky absorbující nárazy Insolia® Sport**

Hrát fotbal na umělé trávě může vyvolat bolest u mladých hráčů fotbalu. Použitím stélky tlumící nárazy má za následek snížení vnímání bolesti. Snahou bylo prozkoumat intenzitu bolesti a komfort v průběhu přechodu z přírodní trávy na travu třetí generace umělým povrchem

a stélky tlumících nárazy na umělém trávníku v průběhu výcviku u mladých fotbalistů (Kaalund, Madeleine, 2014).

V kontrolní studii bylo vybráno 75 hráčů z mládežnických týmů U15, U17 a U19. Intenzita bolesti a pohodlí byly hodnoceny po tréninku jen na umělém trávníku po dobu 3 měsíců. Hráči byli nahodile rozděleni podle úrovní týmu a věku. Intervenční skupina dostávala stélky absorbující nárazy a kontrolní skupina používala vlastní stélky. Vyhodnocení bylo opakována po 3 týdnech na umělém trávníku a další 3 týdny na umělém trávníku se stélkami tlumící nárazy / obvyklými stélkami (Kaalund, Madeleine, 2014).

Výsledkem bylo zvyšující se intenzita bolesti a zvýšení komfort po 3 týdnech tréninku na umělé trávy v porovnání s přírodním trávníkem. Používáním stélek tlumících nárazy má za následek podstatné snížení intenzity bolesti v porovnání s obvyklými stélkami (Kaalund, Madeleine, 2014).

Cílem studie Curran a kol. (2011) bylo zjistit, zdali masový trh modifikací stélky (Insolia® Flex) dojde k ovlivnění spotřeby energie a lepšímu pohodlí pro přední části chodidla. 15 zdravých dobrovolníků mužského pohlaví (střední věk 29 let) bylo náhodně rozděleno do dvojic se stejnou a komerčně dostupnou obuví, z nichž jeden z dvojice měl Insolia® Flex. V průběhu chůze na pásu byli monitorováni při rychlosti 4,2 km/h po dobu 20 minut. Studie ukázala, že srdeční frekvence a  $VO_2/kg$  se výrazně zlepšila u jedince z dvojice, který používal Insolia®Flex. Taktéž došlo k celkovému zlepšení pohodlí s použitím Insolia®Flex (Tab. 1).

|                                       | <b>Insolia®Flex</b><br>Mean ± SD (range) | <b>No Insolia®Flex</b><br>Mean ± SD (range) |
|---------------------------------------|--|---|
| <b>HR (beats/min)*</b>                | 86 ± 10.6 (69 – 109)                     | 91.3 ± 11.4 (72 – 117)                      |
| <b>VO<sub>2</sub>/kg (ml/min/kg)*</b> | 13.4 ± 1.4 (12 – 14)                     | 14.7 ± 1.6 (12 – 18)                        |

**Tab. 1 Změny srdeční frekvence a VO<sub>2</sub>/kg (Curran a kol., 2011)**

## 2.13 Stélky Bootmatetsi

V minulých letech byla v Bostonu (USA) vyvinuta a uvedena na trh stélka Bootmatetsi – obrázek 23, autorem konstrukce je lékař Howard Dananberg, který je ve světě velmi uznávaný podiatr. Reagoval tím na nevyhovující situaci, která vycházela nejen ze zdravotního stavu samotných pacientů a to nejen fotbalistů. Cílem jeho snah bylo zkonstruovat takovou stélku, která zajistí maximální funkčnost. Tato stélka je určena pro fotbal, softball, kriket, ragby a také do atletické obuvi/treter. Jedná se o tzv. intermitentní (start-stop sporty) tedy o sporty, kde jsou na obuvi připevněny špunty, kolíky a hřeby



Obr. 23 Stélka Bootmatetsi

## 2.14 Charakteristika dorostenecké kategorie ve fotbale

Základní podmínkou rozvoje ve fotbalovém prostředí se musí stát koncepční, soustavná příprava mladé fotbalové generace, od vstupu dětí do přípravek, přes žákovskou a dorosteneckou kategorii, až po juniory. Příprava nezanedbávající a optimálně respektující věkové zvláštnosti (Ondřej, 1987).

V kategoriích mládeže je nutné respektovat biologické zvláštnosti hráčů a jejich stav trénovanosti (zohlednit somatické a morfologické předpoklady – např. klást rozdílné silové požadavky u různých hráčských somatotypů (Buzek, 2003).

Svoboda (2008) tvrdí, že toto období je poslední fází mezi přechodem z dětství do dospělosti. Dochází k vyrovnání vývojových disproporcí z předchozího období. Mladý člověk dosahuje absolutního rozvoje svých fyzických sil, dospívá do tělesné krásy, je plně vyvinut a dotváří se jako individuální osobnost.

V tomto období hráči dosahují nejvyšší úrovně koordinačních schopností, dochází k velkému nárůstu svalové síly, zlepšují se rychlostní schopnosti i díky zvýšení silových schopností dolních končetin. Avšak nejlepší jsou předpoklady pro dlouhodobou vytrvalost a zlepšování schopnosti práce při zatížení rychlostně vytrvalostního charakteru (Votík, 2005).

## **2.15 Maximální spotřeba kyslíku ( $VO_2max$ )**

Hodnotu  $VO_2max$  můžeme definovat jako maximální spotřebu kyslíku, kterou je organismus člověka schopen využít pro svalovou práci v aerobním režimu produkce využitelné energie (Cellini et al., 1986).

$VO_2max$  u elitních sportovců je ukazatelem výkonnosti. Tato hodnota se u vrcholových sportovců pohybuje v rozmezí 70-85 ml  $kg^{-1} min^{-1}$ , ženy mají tuto hodnotu průměrně o 10% nižší, to je způsobeno menší velikostí srdce a plic v poměru k tělesným rozměrům a vyšším podílem podkožního tuku, ale také nižší koncentrací hemoglobinu (Joyner, Coyle, 2008).

Výkon limituje u zdravého člověka srdečně oběhový systém, nikoliv systém dýchací. Zvýšení  $VO_2max$  spolu se zvýšeným minutovým srdečním objemem a oxidativní kapacitou, způsobené dlouhotrvajícími výkony, vedou k velmi nízké dechové a srdeční frekvenci (Silbernagl, Dispopoulos, 2004).

Hodnota  $VO_2max$  se dá vyjádřit v litrech za minutu nebo přepočítané na hmotnost testovaného v ml/min na kg. Tato hodnota je určena genetickými předpoklady, možný nárůst v rámci vytrvalostního tréninku se udává okolo 15-20%. Nejčastěji se tato hodnota v praxi využívá k hodnocení úrovně vytrvalostních schopností i kardiorespirační zdatnosti (Muffalli et al., 1998).

## **3 VÝZKUMNÁ ČÁST**

### **3.1 Cíl práce**

Zjistit efekty aplikace stélek Bootmatetsi na aerobní výkonnost hráčů fotbalu.

### **3.2 Dílčí cíl práce**

Zjistit míru komfortu stélek Bootmatetsi ve sportovní obuvi při pohybovém výkonu v porovnání s originálními stélkami od výrobce sportovní obuvi.

### **3.3 Úkoly práce**

- Rešerše odborné domácí a zahraniční literatury dotýkající se zkoumané problematiky;
- Výběr výzkumného vzorku, který absolvuje daný program;
- Provedení úvodní diagnostiky pomocí Yo-Yo IR1, aplikace stélek a provedení závěrečné diagnostiky;
- Zpracování a vyhodnocení získaných výsledků.

### **3.4 Hypotézy**

*H1:* Předpokládáme, že se významně zvýší aerobní výkon po aplikaci stélek Bootmatetsi u hráčů fotbalu.

## 4 METODIKA PRÁCE

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 20 probandů, který byl složen z probandů kategorie U16 hrající ligu mladšího dorostu. Probandi trénují 4x týdně s jedním zápasem o víkend. Skupiny tvořily všechny druhy hráčských funkcí. Měření probíhalo v přípravném období.

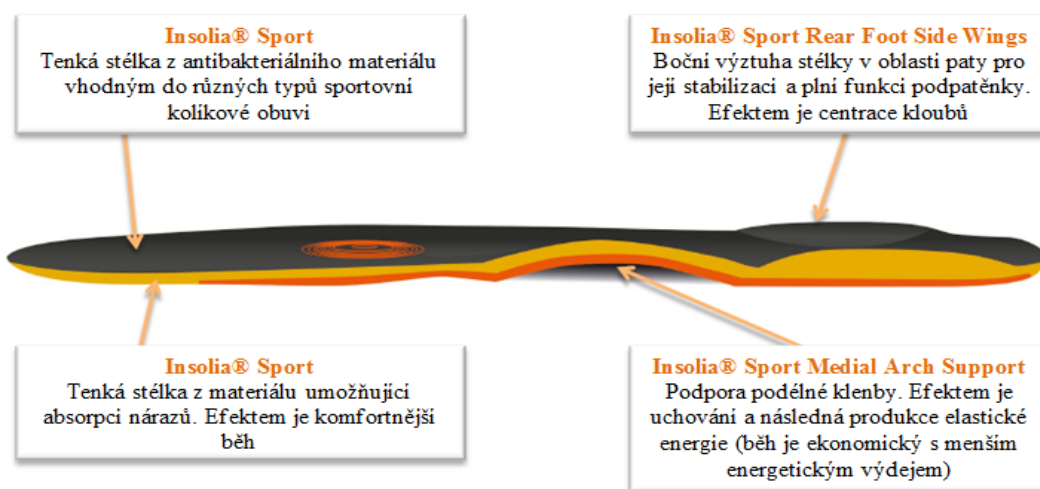
### 4.2 Použité metody

#### 4.2.1 Stélky Bootmatetsi

Stélky Bootmatetsi použité v posttestu stabilizují, zvyšují funkčnost kloubů, mají podpůrnou funkci, brání otlakům špuntů, vyztužují, absorbují nárazy a v neposlední řadě podporují klenbu (Obr. 24, 25).



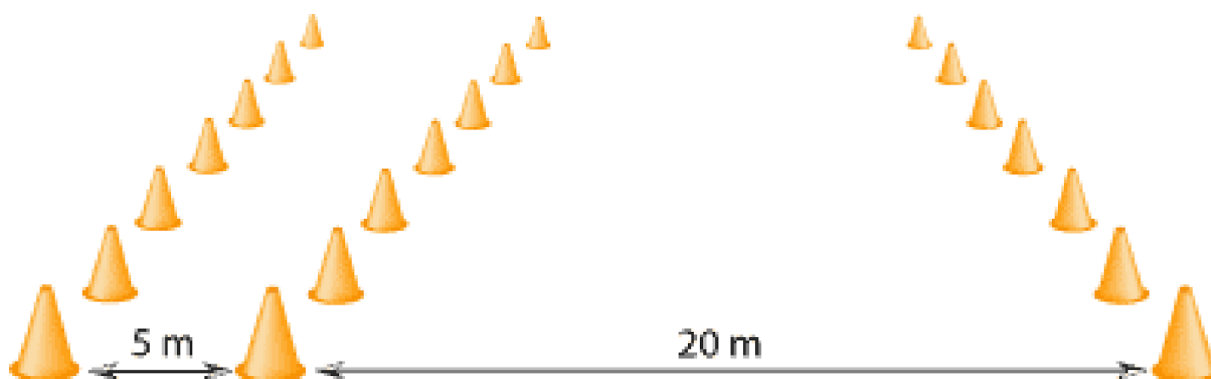
Obr. 24 Detailní popis stélky Bootmatetsi pohled č. 1



Obr. 25 Detailní popis stélky Bootmatetsi pohled č. 2

#### 4.2.2 Yo-Yo intermitent recovery test

Tělesné kondice vysoké úrovně je dosaženo díky součinnosti tréninků a procesem biologického růstu, a to dlouhodobým a dobře plánovaným tréninkem, který je nutný již od útlého věku. Za účelem dosažení účelného tréninku je nutné mít k dispozici test, který umožňuje správné vyhodnocení fyzické zdatnosti hráčů. Existují různé testy, které měří fyzickou zdatnost fotbalových hráčů. Reprezentativním příkladem je Yo-Yo intermitentní zotavovací test (Yo-Yo IR) (Krustrup et al., 2003; 2006). Yo-Yo IR vyžaduje, aby hráč běhal tam a zpět mezi značkami rychlostí, která je určována zvukovými signály z audio záznamu. Značky jsou od sebe vzdáleny 20 metrů, hráč tedy uběhne 40 m. Vždy po uběhnutí daného úseku je zařazen 10sekundový odpočinkový lehký běh za startovní čarou (Obr. 26). Rychlost se postupně zvyšuje každým následujícím během (Krustrup et al., 2003).



Obr. 26 – Rozestavení značek při testování Yo-Yo IR testy (Bangsbo, 2011)

**Dělení:** Rozeznáváme dvě úrovně testů. První, Yo-Yo intermitentní zotavovací test 1. úrovně (Yo-Yo IR1), který je určen pro rekreační, méně zdatné či méně trénované sportovce a druhý, Yo-Yo intermitentní zotavovací test 2. úrovně (Yo-Yo IR2), který je určen pro hráče vyšší trénovanosti a hráče vysoké úrovně (Bangsbo a Mohr, 2011). Úroveň 1 začíná na nižší rychlosti a postupně zrychluje oproti úrovni 2, u které dochází k nárůstu rychlosti intenzivněji. Pro trénovaného jedince úroveň 1 trvá přibližně 10-20 minut a zaměřuje se na schopnost vykonávat intermitentní cvičení vedoucí k maximální aktivaci aerobního systému. Úroveň 2 trvá 5-15 minut a poskytuje informaci o schopnosti jedince zotavit se z opakovaného intenzivního cvičení s vysokou mírou aktivace anaerobního systému (Bangsbo, Iaiia and Krustrup, 2008).

V rámci předemětného výzkumu se budeme zabývat Yo-Yo IR1, u kterého se první 3 rychlostní úrovně běží do 160metrů rychlostí od 10 - 13 km.h-1 ,u dalších dvou rychlostních úrovní se rychlost zvyšuje a běží se od 13,5 – 14 km.h-1, dále následují další rychlostní úrovně, které mají vždy 8 intervalů (tj. po 760 m, 1080 m, 1400 m, 1720 m, atd.). Rychlost po každé úrovni (tj. po osmy intervalech) se zvyšuje o 0,5 km.h-1 až do vyčerpání (Krustrup et al., 2003). Když se nepodaří jedinci dvakrát dosáhnout cílové čáry v čase, zapisuje se dosažený výsledek. Kritériem pro hodnocení je tedy uběhnutá vzdálenost. (Thomas, Dawson a Goodman, 2006).

**Popis:** Před začátkem testování je příhodné provést důkladné zahřátí a strečink. Yo-Yo IR testy se skládají z 2 x 20 metrových úseků, které jsou proloženy krátkou pauzou trvající 10 sekund. Hráči startují na signál, který je na audiozáznamu. Hráč by měl doběhnout na značku současně se signálem, kde se otočí a běží zpět na startovní značku, na kterou by měl doběhnout současně s dalším signálem. Hráč musí přizpůsobovat rychlost běhu tak, aby nebyl na značce pozdě, či příliš brzo. Následně přejde hráč do pomalého běhu a otáčí se kolem třetí značky, která je ve vzdálenosti 5 metrů od startovní značky. Tento postup opakuje hráč do vyčerpání, což v praxi znamená to, že hráč nestihne v určitou chvíli již doběhnout na metu v daném čase. Trenér zaznamenává uběhnutou vzdálenost v metrech. První nedoběhnutí v limitu je napomenutí, druhé nedoběhnutí už znamená ukončení činnosti.

| Počet běhů<br>rychlost km/h | Uběhnutá vzdálenost v metrech VO <sub>2</sub> max |                |                |                |                | YYIRTL 1       |                |                |
|-----------------------------|---|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 1/5                         | 40m<br>41,18                                      |                |                |                |                |                |                |                |
| 1/9                         | 80m<br>41,60                                      |                |                |                |                |                |                |                |
| 2/11                        | 120m<br>41,89                                     | 160m<br>42,18  |                |                |                |                |                |                |
| 3/12                        | 200m<br>42,47                                     | 240m<br>42,75  | 280m<br>43,04  |                |                |                |                |                |
| 4/13                        | 320m<br>43,33                                     | 360m<br>43,62  | 400m<br>43,91  | 440m<br>44,19  |                |                |                |                |
| 8/14                        | 480m<br>44,48                                     | 520m<br>44,77  | 560m<br>45,06  | 600m<br>45,35  | 640m<br>45,63  | 680m<br>45,92  | 720m<br>46,21  | 760m<br>46,50  |
| 8/15                        | 800m<br>46,79                                     | 840m<br>47,07  | 880m<br>47,36  | 920m<br>47,65  | 960m<br>47,94  | 1000m<br>48,23 | 1040m<br>48,51 | 1080m<br>48,80 |
| 8/16                        | 1120m<br>49,09                                    | 1160m<br>49,38 | 1200m<br>49,67 | 1240m<br>49,95 | 1280m<br>50,24 | 1320m<br>50,53 | 1360m<br>50,82 | 1400m<br>51,11 |
| 8/17                        | 1440m<br>51,39                                    | 1480m<br>51,68 | 1520m<br>51,97 | 1560m<br>52,26 | 1600m<br>52,55 | 1640m<br>52,83 | 1680m<br>53,12 | 1720m<br>53,41 |
| 8/18                        | 1760m<br>53,70                                    | 1800m<br>53,99 | 1840m<br>54,27 | 1880m<br>54,56 | 1920m<br>54,85 | 1960m<br>55,14 | 2000m<br>55,43 | 2040m<br>55,71 |
| 8/19                        | 2080m<br>56,00                                    | 2120m<br>56,29 | 2160m<br>56,58 | 2200m<br>56,87 | 2240m<br>57,15 | 2280m<br>57,44 | 2320m<br>57,73 | 2360m<br>58,02 |
| 8/20                        | 2400m<br>58,31                                    | 2440m<br>58,59 | 2480m<br>58,88 | 2520m<br>59,17 | 2560m<br>59,46 | 2600m<br>59,75 | 2640m<br>60,03 | 2680m<br>60,32 |
| 8/21                        | 2720m<br>60,61                                    | 2760m<br>60,90 | 2800m<br>61,19 | 2840m<br>61,47 | 2880m<br>61,76 | 2920m<br>62,05 | 2960m<br>62,34 | 3000m<br>62,63 |
| 8/22                        | 3040m<br>62,91                                    | 3080m<br>63,20 | 3120m<br>63,49 | 3160m<br>63,78 | 3200m<br>64,07 | 3240m<br>64,35 | 3280m<br>64,64 | 3320m<br>64,93 |
| 8/23                        | 3360m<br>65,22                                    | 3400m<br>65,51 | 3440m<br>65,79 | 3480m<br>66,08 | 3520m<br>66,37 | 3560m<br>66,66 | 3600m<br>66,95 | 3640m<br>67,23 |
| 8/24                        | 3680m<br>67,52                                    | 3720m<br>67,81 | 3760m<br>68,10 | 3800m<br>68,39 | 3840m<br>68,67 | 3880m<br>68,96 | 3920m<br>69,25 | 3960m<br>69,54 |

Tab. 2 Rychlostní úroveň a uběhnutá vzdálenost s přepočtem na VO<sub>2</sub>max u Yo – Yo testu IR1



Zvukový záznam je, doplněn o informaci o pořadí jednotlivých úseků, proto nemusíme počítat metry, pouze se zaznamená rychlostní úroveň (levý sloupec) a dohledáme počet uběhnutých metrů spolu s VO<sub>2</sub>max (Tab 2.) (Bangsbo, Iaia a Krustup, 2008).

#### 4.2.3 Borgova škála

V současnosti je možnost širokého výběru škál pro subjektivní vnímání tělesné zátěže. Mezi nejznámější patří Borgova RPE (Rating of Perceived Exertion) škála. V případě relativního vyjádření objektivně měřitelných parametrů intenzity zátěže má tato škála vysokou korelaci. Borgova škála je v podstatě hodnotová stupnice, díky které můžeme subjektivně vyhodnotit pocity zatížení jednotlivce při různých pohybových aktivitách. Lze poznamenat, že se jedná o vnímání podnětů z vnějšího a vnitřního prostředí, které přijímáme pomocí receptorů. (Noble & Robertson, 1996; Borg, 1998).

Dle Borga (1998) se vnímané úsilí váže především ve vztahu k namáhavé práci svalů, zahrnující značné úsilí z oblasti svalového, srdečního a dýchacího systému. Můžeme tedy konstatovat, že existuje úzká souvislost mezi intenzitou tělesné zátěže a vnímaným úsilím.

Borg (1998) popisuje vnímané úsilí jako definici pocitu, jak těžký a namáhavý je úkol. Vnímání zátěže si lze představit jako psychofyziologický proces, při kterém se spojuje větší množství zátěžových příznaků (Noble & Robertson, 1996).

Mezi hlavní výhody použití RPE škály patří jednoduchá a snadná použitelnost nejen v terénu, ale i prostorech, kde není možné s přesností sledovat a regulovat aktuální zatížení stavu organismu (Noble & Robertson, 1996). Další z výhod je také to, že tato metoda nevyžaduje použití přístrojové techniky a že se jedná o neinvazivní metodu. Pro tréninkové účely je v praxi hojně využívána patnáctistupňová RPE škála v rozsahu od 6 – 20 bodů.

|                                  |                                   |
|----------------------------------|-----------------------------------|
| <b>6</b>                         | <b>14</b>                         |
| <b>7 zcela nepatrná zátěž</b>    | <b>15 namáhavá zátěž</b>          |
| <b>8</b>                         | <b>16</b>                         |
| <b>9 velmi lehká zátěž</b>       | <b>17 velmi namáhavá zátěž</b>    |
| <b>10</b>                        | <b>18</b>                         |
| <b>11 lehká zátěž</b>            | <b>19 extrémně namáhavá zátěž</b> |
| <b>12</b>                        | <b>20 maximální</b>               |
| <b>13 středně namáhavá zátěž</b> |                                   |

Tab. 3 Borgova škála RPE (6-20), (Borg, 1998)

#### 4.2.4 Likertova škála

Metoda měření postojů, kterou vytvořil Likert si zakládá na probandovu posuzování rozsahu souhlasu či nesouhlasu se souborem tvrzení ohledně objektu, k němuž se zjišťuje postoj (Hewstone et al., 2006). Jedná se o jednu z nejspolehlivějších technik měření postojů. Tato škála se skládá z výroků, u kterých je vždy pětibodová škála sahající od zcela záporných až po zcela kladné hodnocení (1 - rozhodně souhlasím, 2 - souhlasím, 3 - nevím, 4 – nesouhlasím, 5 - rozhodně nesouhlasím) (Hayes, 2003). V případech reakcí na výroky lze měřit sílu čili míru souhlasu a nesouhlasu. Silný souhlas zastoupený číslem 1 indikuje nejpříznivější postoj a při uvedené kvalifikaci také nejnižší skóre. Nejsilnější nesouhlas tak indikuje nejnepříznivější postoj, je tak daný na stupnici číslem 5 (Hewstone et. al, 2006). V našem případě se bude jednat o pohodlnost stélek Bootmatetsi, které byli aplikovány v postestu.

### 4.3 Analýza dat

Textová část diplomové práce byla vypracována s použitím programu Microsoft Office Word 2010. Tvorba grafů a statické vyhodnocení dat bylo vypracováno s použitím programu Microsoft Office Excel 2010.

Míra účinku (effect size) statisticky významných výsledků byla ověřena pomocí Cohenova  $d$  podle vzorce:

$$d = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{\frac{[(n_1 - 1) \cdot SD_1^2 + (n_2 - 1) \cdot SD_2^2]}{[n_1 + n_2 - 2]}}}$$

Výpočet lze uplatnit při hodnocení efektu mezi dvěma nezávislými proměnnými. Výpočet  $d$  je dán rozdílem aritmetických průměrů mezi dvěma skupinami  $M_1$  a  $M_2$  který je vydělen směrodatnou odchylkou kontrolní skupiny v případě, že existuje. Pokud žádná ze skupin není kontrolní, pak  $d$  vypočteme z rovnice (Cortina & Nouri, 2000; Thomas, Lochbaum, Landers, & He, 1997; Thomas & Nelson, 2001). Čitatel  $M_1 - M_2$  je číslo nezáporné v případě, že  $M_1 - M_2 < 0$ , bereme v úvahu absolutní hodnotu rozdílu nebo hodnotu  $M_2 - M_1$ . Běžně používané hodnocení velikosti koeficientu  $d$  je následující (Cohen, 1988; Sheskin, 2007):

$d \geq 0,80 \rightarrow$  velký efekt,  $d \in (0,50-0,80) \rightarrow$  střední efekt,  $d \in (0,20-0,50) \rightarrow$  malý efekt

## 5 VÝSLEDKY

Z tabulky (tab. 4) lze vyčíst nejen veličiny každé vstupní i výstupní hodnoty jednotlivce, ale také můžeme zjistit, zdali došlo ke zvýšení či snížení VO<sub>2</sub>max respektive, zdali respondent překonal vyšší uběhnutou vzdálenost.

| Testovaná osoba         | Vstupní hodnota VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) + vzdálenost | Výstupní hodnota VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) + vzdálenost | Borgova škála vstupní hodnota | Borgova škála výstupní hodnota | Pohodlnost Bootmatetsi |
|-------------------------|--|---|-------------------------------|--------------------------------|------------------------|
| TO1                     | 45,63<br>640m  | 48,23<br>1000m  | 16                            | 15                             | 1                      |
| TO2                     | 47,36<br>880m  | 48,51<br>1040m  | 16                            | 17                             | 2                      |
| TO3                     | 49,67<br>1200m   | 52,26<br>1560m  | 16                            | 13                             | 1                      |
| TO4                     | 48,8<br>1080m  | 51,39<br>1440m  | 15                            | 17                             | 4                      |
| TO5                     | 49,95<br>1240m   | 51,68<br>1480m  | 16                            | 17                             | 3                      |
| TO6                     | 47,07<br>840m  | 49,38<br>1160m  | 14                            | 17                             | 1                      |
| TO7                     | 47,94<br>960m  | 50,53<br>1320m  | 13                            | 15                             | 2                      |
| TO8                     | 52,83<br>1640m   | 56<br>2080m   | 15                            | 14                             | 1                      |
| TO9                     | 47,36<br>880m  | 49,38<br>1160m  | 14                            | 17                             | 1                      |
| TO10                    | 47,94<br>960m  | 50,53<br>1320m  | 14                            | 18                             | 2                      |
| TO11                    | 48,8<br>1080m  | 52,26<br>1560m  |                               |                                | 2                      |
| TO12                    | 47,07<br>840m  | 48,8<br>1080 m  | 14                            | 16                             | 1                      |
| TO13                    | 51,68<br>1480m   | 53,41<br>1720m  | 15                            | 16                             | 2                      |
| TO14                    | 47,07<br>840m  | 48,23<br>1000m  | 15                            | 15                             | 4                      |
| TO15                    | 46,79<br>800m  | 51,68<br>1480m  | 16                            | 14                             | 2                      |
| TO16                    | 50,24<br>1280m   | 53,41<br>1720m  | 14                            | 18                             | 1                      |
| TO17                    | 53,41<br>1720m   | 55,71<br>2040m  | 14                            | 16                             | 3                      |
| TO18                    | 47,94<br>960m  | 51,68<br>1480m  | 14                            | 15                             | 2                      |
| TO19                    | 49,95<br>1240m   | 50,53<br>1320m  | 15                            | 16                             | 3                      |
| <b>Průměrná hodnota</b> | <b>48,82<br/>1082m</b>   | <b>51,25<br/>1419m</b>  | <b>15</b>                     | <b>16</b>                      | <b>2</b>               |

Tab. 4 – Výsledky Yo-Yo IRI1, Borgovy škály a míry komfortu stélek Bootmatetsi

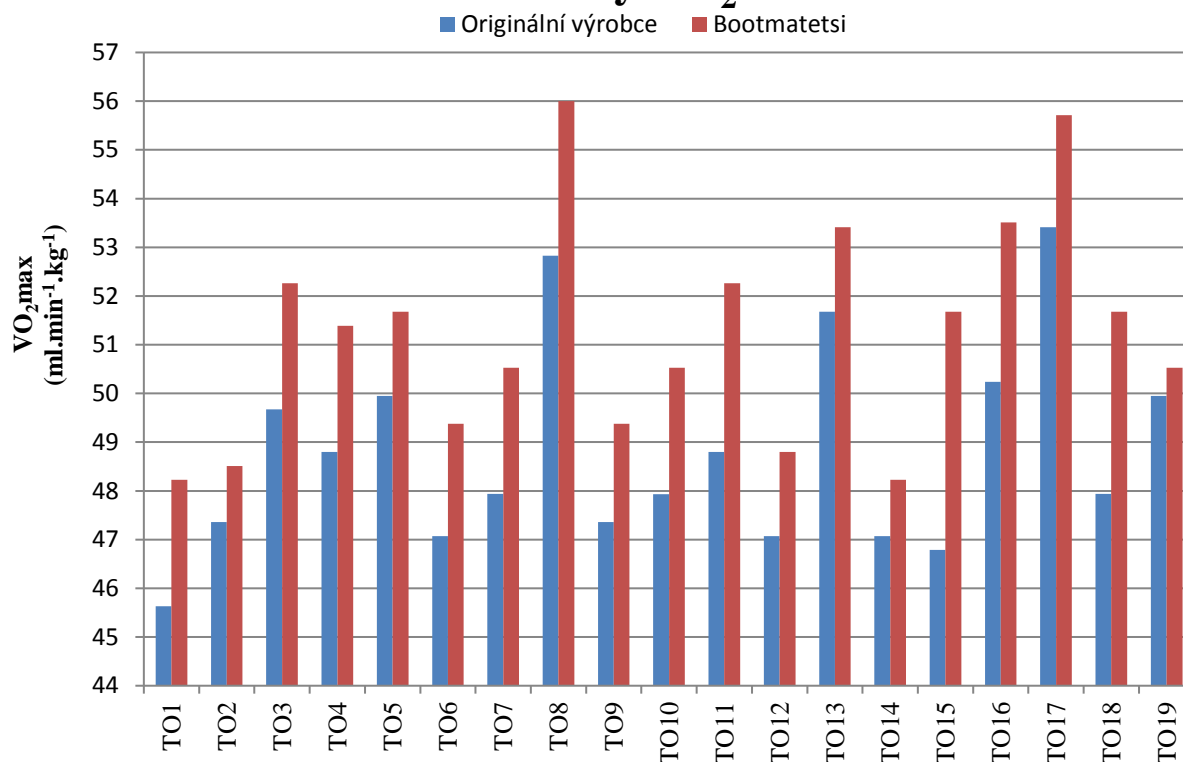
Díky Borgově škále můžeme také posoudit, jak velké úsilí do pohybového výkonu musely testované osoby vynaložit ve vstupním a výstupním testu. V neposlední řadě je možno též zhodnotit pohodlnost stélek Bootmatetsi a určit tedy jejich komfort ve fotbalové obuvi.

Průměrná vstupní hodnota  $VO_2\text{max}$  činila  $48,82 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Počet uběhnutých metrů se tedy u probandů rovnal v průměru 1082m. Po jednom dni odpočinku a následné tréninkové jednotce, byly stélky Bootmatetsi aplikovány do fotbalové obuvi probandů. Výstupní naměřené hodnoty poté činily průměrně  $51,25 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , probandi tedy uběhli v průměru 1419m.

Na Borgově škále se míra vynaloženého úsilí ve vstupním testu, se stélkami od originálního výrobce, rovnala v průměru 15. Se stélkami Bootmatetsi toto číslo ve výstupním testu zvýšilo na průměrných 16, což znamená, že míra vynaloženého úsilí se zvýšila v průměru o 1.

Probandi po výstupním testu hodnotili taktéž komfort stélek Bootmatetsi. Stélky byly ohodnoceny jako pohodlné, průměrnou známkou 2.

## Hodnoty VO<sub>2</sub>max

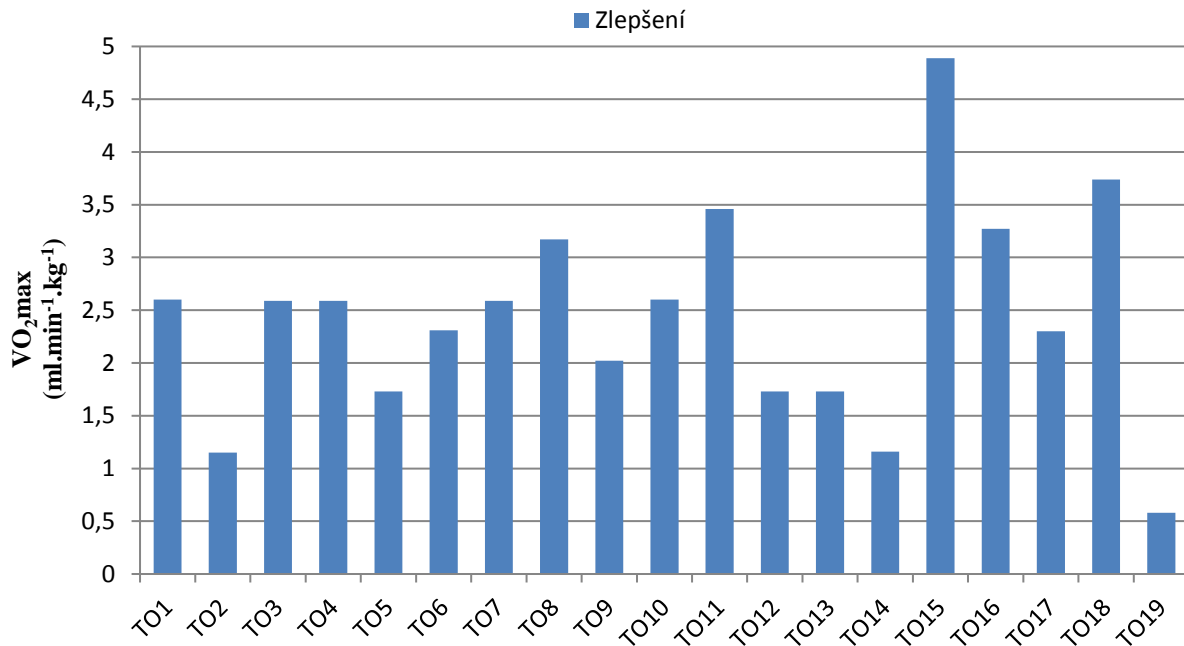


Graf č. 1 – Grafické znázornění hodnoty VO<sub>2</sub>max u stélek od originálního výrobce a stélek Bootmatetsi

Z grafu č. 1 lze vyčíst, že vstupní hodnoty testované skupiny se pohybovaly v rozmezí 45,63 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>, a to u testované osoby (TO) č. 1, až po hodnotu 53,41 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>, kterou dosáhla TO17. V přepočtu to znamená, že nejkratší uběhnutá vzdálenost činila v pretestu 640m, kdežto nejdelší uběhnutá vzdálenost byla 1720m.

U probandů se hodnoty, po jednom dni odpočinku a výměně původních stélek za stélky Bootmatetsi, pohybovaly v rozmezí od 48,23 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup> až po 56 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>. Na uběhnutou vzdálenost se toto rozmezí v posttestu se stélkami Bootmatetsi pohybovalo od 1000m až do 2080m.

## Změna $VO_2\text{max}$ u jednotlivých TO



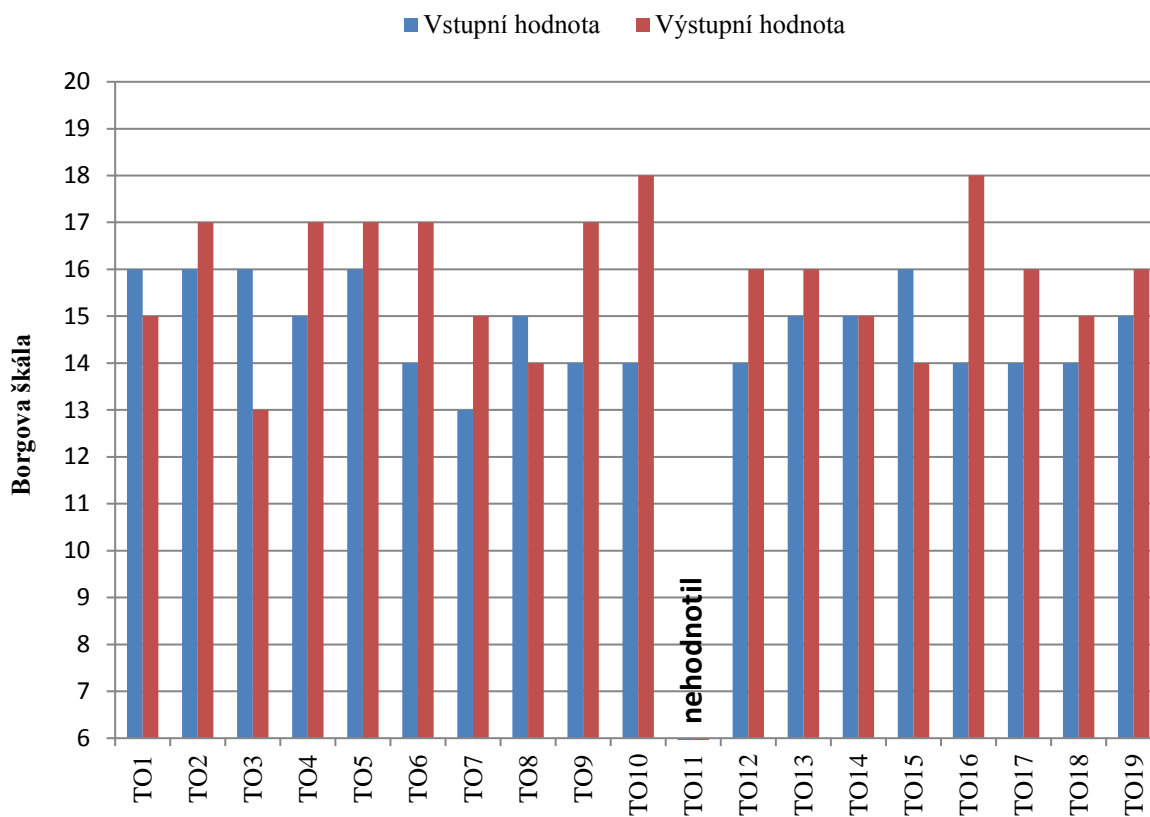
Graf č. 2 – Grafické znázornění změny pohybového výkonu po aplikaci stélek Bootmatetsi

V grafu č. 2 můžeme pozorovat, že u každé z TO došlo k nárůstu  $VO_2\text{max}$ . Je tedy možné konstatovat, že k nejvyššímu nárůstu  $VO_2\text{max}$  došlo u TO15, která se zlepšila o celých  $4,89 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , to znamená, že uběhla o 680m více v posttestu než v pretestu. Lze tedy sledovat zlepšení o 46%.

Naopak, k nejmenšímu nárůstu  $VO_2\text{max}$  v testované skupině došlo u TO19, u které se výkon zlepšil o „pouhých“  $0,58 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Rozdíl v uběhnuté vzdálenosti mezi testy vzrostl o 80 m.

Průměrná hodnota navýšení  $VO_2\text{max}$  z testovaného souboru činí  $2,43 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Toto zlepšení v důsledku znamená rozdíl 337m mezi pretestem a posttestem, průměrné zlepšení činí 24%.

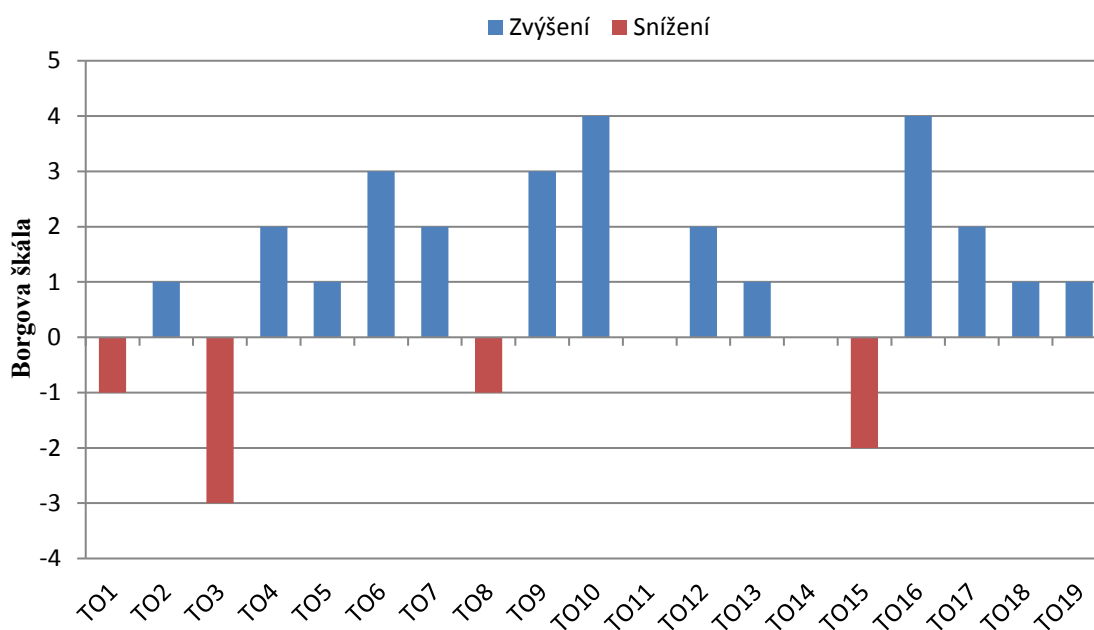
## Hodnoty subjektivně vnímané intenzity zatížení v průběhu YoYo testu



Graf č. 3 – Grafické znázornění hodnoty míry vynaloženého úsilí u jednotlivých TO v pretestu a postestu

Z grafu č. 3 je zřejmé, že vstupní hodnoty testované skupiny v Borgově škále se pohybovaly v rozmezí 13, a to u testované osoby TO7, až po hodnotu 16, kterou dosáhlo pět respondentů. U TO se hodnoty po jednom dni odpočinku a výměně stélek od originálního výrobce za stélky Bootmatetsi pohybovaly v rozmezí od 13 až po 18.

## Změna míry vynaloženého úsilí každé TO



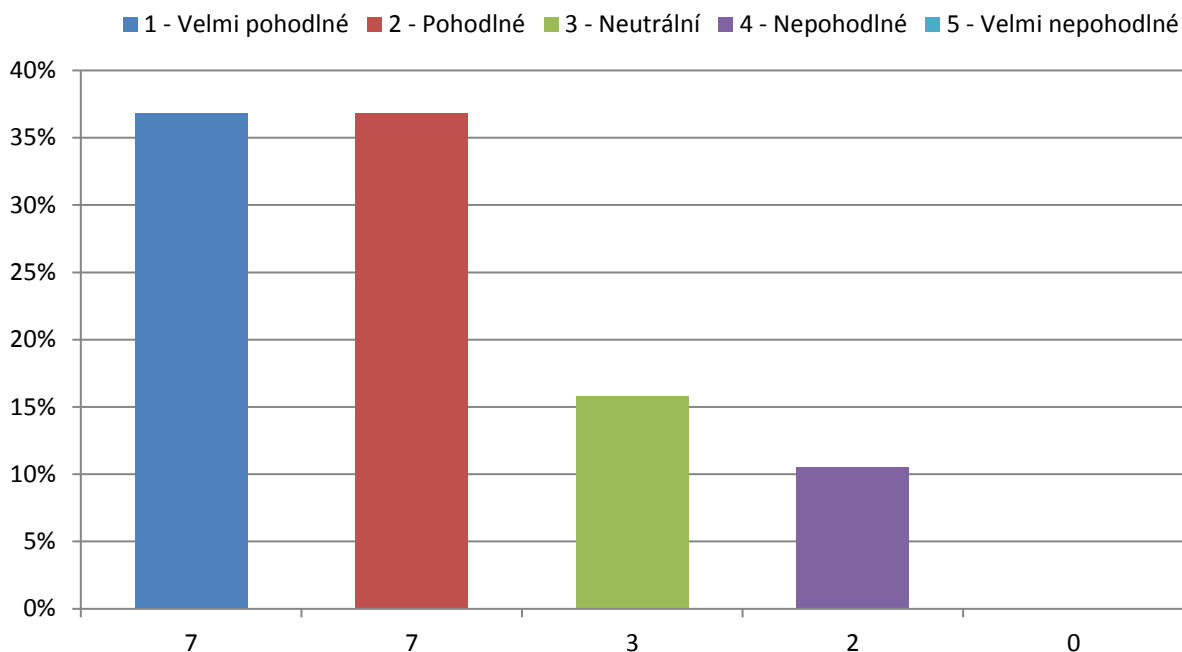
Graf č. 4 – Grafické znázornění subjektivního nárůstu výkonnosti po aplikaci stélek Bootmatetsi

Z grafu č. 4 je zřejmé, že u třinácti probandů došlo k navýšení míry vynaloženého úsilí se stélkami Bootmatetsi oproti stélkám od originálního výrobce. TO11 stélky nehodnotila.

Dále je možné z tohoto grafu zjistit, že hodnoty vstupního i výstupního testu TO14 zůstaly stejné, tedy na hodnotě 15 a čtyři probandi subjektivně snížili míru úsilí vynaloženou se stélkami Bootmatetsi. Lze tedy konstatovat, že k nejvyššímu nárůstu hodnoty na Borgově škále došlo u TO10 a TO16. Jednalo se o nárůst z hodnoty 14 na hodnotu 18, což je navýšení o 4 body. Naopak, k nejvyššímu snížení vynaloženého úsilí po aplikaci stélek Bootmatetsi došlo u TO3, která zaznamenala pokles z hodnoty 16 na hodnotu 13.



## Hodnocení pohodlnosti stélek Bootmatetsi



Graf č. 5 – Grafické znázornění pohodlnosti stélek Bootmatetsi

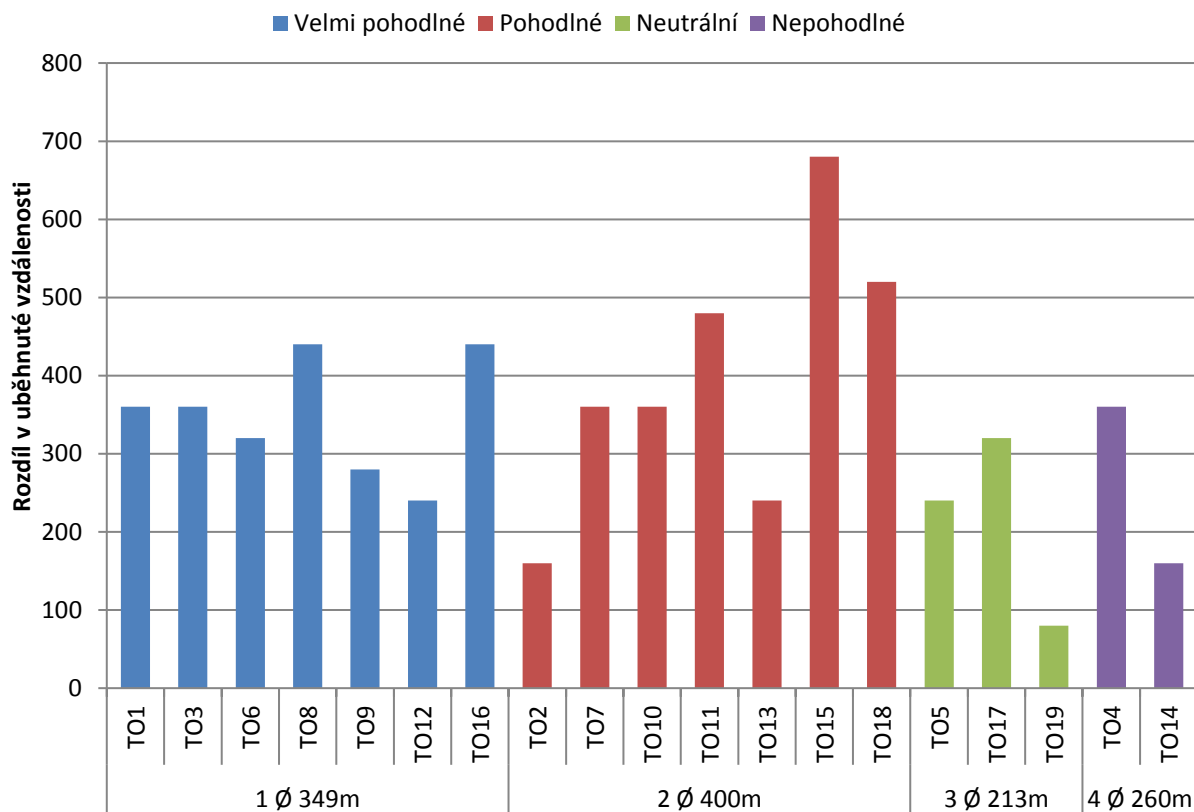
Probandi byli taktéž podrobeni hodnocení pohodlnosti stélek Bootmatetsi, které jim byly do kopaček vloženy místo stélek od originálního výrobce. Z grafu č. 5 lze pozorovat sedm probandů, kteří rozhodně souhlasí s tím, že jsou stélky Bootmatetsi pohodlnější v porovnání se stélkami původními. Těchto sedm probandů tvoří 37% z celkového počtu měřených TO. Dalších sedm probandů vyjádřilo svůj souhlas s komfortem stélek Bootmatetsi oproti původním stélkám a taktéž se rovná 37%. Tři probandi měli své stanovisko k porovnání stélek neutrální (16%) a TO4 spolu s TO14 se zvýšením komfortu, díky stélkám Bootmatetsi, nesouhlasili (10%). Absolutní nesouhlas se zlepšením komfortu nebyl zaznamenán.

Tabulkou č. 5 jsme vyhodnotili rozdíl v uběhnuté vzdálenosti mezi jednotlivými testy. Tím největším rozdílem mezi testy disponovala TO15, která uběhla o 680m více v pretestu než v posttestu. Nejmenším rozdílem se profilovala TO19, tedy 80m. Ke zhoršení u nikoho nedošlo.

| Testovaná osoba         | Vstupní hodnota<br>VO <sub>2</sub> max<br>(ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> )<br>+<br>vzdálenost | Výstupní hodnota<br>VO <sub>2</sub> max<br>(ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> )<br>+<br>vzdálenost | Rozdíl      | Pohodlnost<br>Bootmatetsi |
|-------------------------|--|---|-------------|---------------------------|
| TO1                     | 45,63<br>640m  | 48,23<br>1000m  | 360m        | 1                         |
| TO3                     | 49,67<br>1200m   | 52,26<br>1560m  | 360m        | 1                         |
| TO6                     | 47,07<br>840m  | 49,38<br>1160m  | 320m        | 1                         |
| TO8                     | 52,83<br>1640m   | 56<br>2080m   | 440m        | 1                         |
| TO9                     | 47,36<br>880m  | 49,38<br>1160m  | 280m        | 1                         |
| TO12                    | 47,07<br>840m  | 48,8<br>1080m   | 240m        | 1                         |
| TO16                    | 50,24<br>1280m   | 53,41<br>1720m  | 440m        | 1                         |
| TO2                     | 47,36<br>880m  | 48,51<br>1040m  | 160m        | 2                         |
| TO7                     | 47,94<br>960m  | 50,53<br>1320m  | 360m        | 2                         |
| TO10                    | 47,94<br>960m  | 50,53<br>1320m  | 360m        | 2                         |
| TO11                    | 48,8<br>1080m  | 52,26<br>1560m  | 480m        | 2                         |
| TO13                    | 51,68<br>1480m   | 53,41<br>1720m  | 240m        | 2                         |
| TO15                    | 46,79<br>800m  | 51,68<br>1480m  | 680m        | 2                         |
| TO18                    | 47,94<br>960m  | 51,68<br>1480m  | 520m        | 2                         |
| TO5                     | 49,95<br>1240 m  | 51,68<br>1480m  | 240m        | 3                         |
| TO17                    | 53,41<br>1720 m  | 55,71<br>2040m  | 320m        | 3                         |
| TO19                    | 49,95<br>1240m   | 50,53<br>1320m  | 80m         | 3                         |
| TO4                     | 48,8<br>1080m  | 51,39<br>1440m  | 360m        | 4                         |
| TO14                    | 47,07<br>840m  | 48,23<br>1000m  | 160m        | 4                         |
| <b>Průměrná hodnota</b> | <b>48,82</b><br><b>1082m</b>   | <b>51,25</b><br><b>1419m</b>  | <b>337m</b> | <b>2</b>                  |

Tab. 5 – Výsledky Yo-Yo IR1, uběhnuté vzdálenosti a jejich rozdíl, míry komfortu stélek Bootmatetsi

## Změna míry vynaloženého úsilí každé TO



Graf č. 6 – Grafické znázornění korelace rozdílu v uběhnuté vzdálenosti (pretest x posttest) a stélek Bootmatetsi

Při porovnání rozdílu v uběhnuté vzdálenosti mezi pretestem a posttestem a pohodlností stélek Bootmatetsi lze najít určitou korelaci, jak můžeme vyčíst z grafu č. 6.

Probandi, kteří hodnotili stélky Bootmatetsi jako velmi komfortní, tak v průměru uběhli o 349m více v posttestu než v pretestu. Ještě lépe si vedli ti, kteří stélky hodnotili jako pohodlné, ti uběhli v průměru 400m, ještě tedy o 51m více než v předchozím případě. Průměrných 213m uběhli probandi, kteří hodnotili stélky neutrálně. V porovnání s předchozími dvěma skupinami je to méně. Jako nepohodlné označili stélky Bootmatetsi tři probandi, jejichž uběhnutá vzdálenost v posttestu se navýšila oproti pretestu o průměrných 260m.

U základního ukazatele maximální spotřeby kyslíku byla, mezi vstupním ( $48,82 \pm 2,12$  ml.min-1.kg-1) a výstupním testem ( $51,25 \pm 2,29$  ml.min-1.kg-1), zjištěna vysoká věcná významnost ( $d = 1,1$ ), čímž se potvrdil pozitivní účinek stélek Bootmatetsi.

Dalším důležitým určujícím faktorem v našem experimentu byl počet uběhnutých metrů. V úvodním testu byla zaznamenána uběhnutá vzdálenost  $1082\text{m} \pm 294\text{m}$ , přičemž po aplikaci stélek Bootmatetsi se počet uběhnutých metrů zvýšil na  $1419\text{m} \pm 318\text{m}$ . Toto zlepšení je potvrzeno věcnou významností  $d = 1,1$  (tab. 6).

|   | <b>Vstupní test</b><br>Průměr ± SD | <b>Výstupní test</b><br>Průměr ± SD | <b>Cohenovo d</b> |
|---|------------------------------------|-------------------------------------|-------------------|
| VO <sub>2</sub> max (ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ) | $48,82 \pm 2,12$                   | $51,25 \pm 2,29$                    | $d = 1,1$         |
| Borgova škála   | $14,8 \pm 0,94$                    | $15,9 \pm 1,41$                     | $d = 0,94$        |
| Uběhnutá vzdálenost   | $1082\text{m} \pm 294\text{m}$     | $1419\text{m} \pm 318\text{m}$      | $d = 1,1$         |

**Tab. 6 – Průměr, směrodatná odchylka a věcná významnost měřené veličiny skupiny**

## 6 DISKUZE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit, zdali mají stélky Bootmatetsi pozitivní vliv na aerobní výkonnost hráčů fotbalu, současně určit míru komfortu těchto stélek oproti stélkám od originálního výrobce. Výsledkem diplomové práce je potvrzení stanovení hypotézy, které tuto hypotézu potvrzuje. Indikátory  $VO_2\max$ , uběhnutá vzdálenost, Borgova a Likertova škála potvrdily pozitivní efekty stélek Bootmatetsi na pohybový výkon a na vnímání míry komfortu.

V experimentu od Curran a kol. (2011), který taktéž hodnotil efekty stélek (Insolia®Flex) bylo zjištěno, že po 20-ti minutách chůze rychlostí 4,2 km/h po dobu 20 minut se výrazně snížila srdeční frekvence (z  $91,3 \pm 11,4$  tepy/min na  $86 \pm 10,6$  tepy/min) a  $VO_2/kg$  (z  $14,7 \pm 1,6$  ml/min/kg na  $13,4 \pm 1,4$  ml/min/kg) u jedince, kterému byla do boty aplikována stélka Insolia®Flex. Taktéž došlo k celkovému zlepšení pohodlí jedinců s použitím těchto stélek.

Z porovnání našich výsledků došlo k nárůstu  $VO_2\max$  u celého výzkumného souboru. Průměrný zaznamenaný nárůst  $VO_2\max$  byl o  $2,43$  ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup> se stélkami Bootmatetsi oproti stélkám od originálního výrobce. Tyto výsledky jasně potvrzují výrok, že stélky Bootmatetsi zlepšují pohybový výkon, k čemuž nám též napomáhá fakt delší uběhnuté vzdálenosti, kterou hráči překonali. Celých 337m je průměrná vzdálenost, kterou hráči uběhli navíc ve srovnání se stélkami od originálního výrobce a činí zlepšení o 24%. Srovnáním našich a Curran a kol. (2011) výsledků lze shledat zlepšení využívání kyslíku v pohybovém výkonu.

Výzkum Kocha a kol. (2013) zkoumal vliv uhlíkových stélek na závodnících v cyklistice. Jeho výsledky však neprokázaly významný vliv těchto uhlíkových stélek ve srovnání se standardními stélkami. Výkon střední intenzity se standardní stélkou ( $790,6 \pm 50,3$  W) byl v porovnání s uhlíkovou stélkou ( $786,0 \pm 45,0$  W) o 0,6% lepší v průběhu tří měření. U testování v maximálním výkonu byl výkon se standardní stélkou ( $891,7 \pm 74,6$  W) o 1,5% lepší než se stélkou uhlíkovou ( $878,4 \pm 64,9$  W).

Nicméně, Schmidt a kol. (2011) testoval celkem 25 osob (5 žen, 20 mužů, průměrný věk  $30,4 \pm 10,87$  let, věk 17 až 45 let, průměrná hmotnost  $70,05$  kg  $\pm 10,82$  kg). Průměrný výkon ve sprintu, čítající 8 sekund, se zvýšil o  $61,9$  W z  $896,9 \pm 167,3$  W na  $958,7 \pm 183,0$  W.

Průměrný nárůst výkonu o 6,9% byl zjištěn při použití uhlíkových stélek. Zlepšení si vysvětluje optimalizací polohy nohy v cyklistické botě.

Výsledky výzkumu Schmidta a kol. (2011) v porovnání s výsledky výzkumu Kocha a kol. (2013), můžeme považovat za výkon zlepšující. Tvar a charakter stélky, typ testu či velikosti výzkumných souborů mohou v tomto případě tvořit faktory ovlivňující rozdílné výsledky testů.

Po tom, co byly z kopaček hráčů vyjmuty stélky od originálního výrobce, byly jim zpět vloženy stélky Bootmatetsi, jejichž vysoký komfort byl jasně prokázán v našem výzkumu a vycházel z hodnocení testovaných osob, které v průměru označili jako pohodlné. Taktéž jsme pozorovali viditelné zlepšení v pohybovém výkonu fotbalových hráčů projevující se v delší uběhnuté vzdálenosti. Tyto především kladné a korelující hodnoty se dají dále promítnout do následných tréninkových jednotek resp. fotbalových utkání.

Komfort, který hráči přiřadili stélkám Bootmatetsi je díky jejich hodnocení vnímán velmi pozitivně i přesto, že by se na první pohled mohl tento indikátor jevit jako nepodstatný. 74% hráčů hodnotilo tyto stélky jako velmi pohodlné a pohodlné, a díky tomuto hodnocení je lze považovat za jeden z možných podpůrných faktorů i vzhledem k podobným výsledkům pohodlnosti u výzkumu Kaalunda (2014) či Currana a kol. (2011).

Podobný výzkum prováděl Kaalund (2014), který zkoumal vliv stélek tlumících nárazy v porovnání se stélkami od originálního výrobce při přechodu z přírodního trávníku na trávník s umělým povrchem. Fotbalový hráči mládežnických kategorií byli rozděleni do dvou skupin, v kterých si jedna skupina vložila do kopaček stélky tlumící náraz a druhá si nechala původní od originálního výrobce. Přechod z přírodního trávníku na umělý bývá spojován s menším komfortem a větší bolestivostí nohou fotbalových hráčů. Z výzkumu vyplývá, že již po třech týdnech došlo k zvýšení komfortu a snížení bolestivosti u intervenční skupiny oproti skupině kontrolní.

Při srovnání našich výsledků a výsledků výzkumu Kaalunda (2014) lze v naší metodice pozorovat možné limitní faktory, jež nezahrnují rozdělení a porovnání kontrolní a intervenční skupiny. Z důvodu pilotního šetření a rozsahem menšího výzkumného souboru se však tato

možnost nejevila jako velmi ideální a způsobilá. I přes tyto limity se dají výsledky považovat za relevantní.

V další z nedávných studií bylo zkoumáno subjektivní hodnocení krátkodobého komfortu stélky ve vojenských botách. Výzkumný soubor v počtu 106 subjektů testovalo 10 tenkých (<4 mm) stélek se systémově změněnými vlastnostmi materiálu a tvaru, aby simulovaly běžné zatížení vyskytující se po 100km používání. Stélky se hodnotili podle subjektivního pocitu testovaných. Výsledky této studie ukázaly, že vlivem opakujících se nárazů, přestává stélka plnit svou funkci a ve výsledcích se projevilo snížením rychlosti běhu. Testovaní vnímali rozdíl mezi různými stélkami a neutrální hodnocení bylo pouze v jednom případě z deseti (Paisis et al., 2011).

Movahedmanesh (2008) na základě provedených výzkumů dospěl k závěru, že použití stélek a korekčních cvičení má významný vliv na pohyblivost, rovnováhu a nepatrný vliv na rychlost.

Tato studie (Shahrivar, 2014), která aplikovala metodu korekčních cvičení současně s použitím stélky, ukázala významný vliv na faktorech tělesné a motorické kondice. Pravděpodobně korekční cvičení současně s použitím stélky vedla ke stimulaci a zlepšení propriorecepce, výkonnosti, stimulaci kloubů dolních končetin se současným pozitivním vlivem na klenbu nohy, snížení únavy dolních končetin a zlepšení rozsahu pohybu. To vše vedlo ke zlepšení fyzických a motorických faktorů (rovnováha, pohyblivost, rychlost, svalová síla a kardiovaskulární vytrvalost).

Z testování naší skupiny se vstupní hodnoty na Borgově škále pohybovaly v rozmezí 13 až po hodnotu 16, kterou dosáhlo pět respondentů. U testovaných se hodnoty po jednom dni odpočinku a výměně stélek od originálního výrobce za stélky Bootmatetsi pohybovaly v rozmezí od 13 až po 18. Z průměrného rozdílu hodnot se v porovnání subjektivně vynaloženého úsilí zvýšilo o 1 se stélkami Bootmatetsi.

## 7 ZÁVĚR

Na základě našeho experimentu a získaných výsledků můžeme potvrdit pozitivní a věcně významné efekty zvolených stélek Bootmatetsi na aerobní výkon fotbalových hráčů.

Jelikož jsou tréninkové jednotky již od mládežnických kategorií velmi fyzicky náročné a na hráče jsou trenéry kladeny vyšší požadavky a nároky, bylo naší snahou najít další možnost, jak přispět k lepším výkonům, předejít přetěžování dolních končetin a přitom současně docílit pohodlí ve fotbalové obuvi. Fotbalová obuv a stélky z dob dřívějších jsou dnes již zapomenuty a technologický pokrok jde stále kupředu. Výrobci fotbalové obuvi zareagovali na moderní dobu pouze po stránce vzhledové, nikoliv podiatrické.

Proto se známí podiatr, Howard Dananberg, rozhodl najít možnost, která by uspokojila jak sportující část populace, tak tu zdravotnickou. Řešení tedy přišlo díky stélkám Bootmatetsi, které svým konstrukčním řešením splňují veškeré požadavky pro nároky kladené na hráče fotbalu. Od převážné většiny stélek věnujících se zdravotnímu aspektu, jsou stélky Bootmatetsi obohaceny o výsledky, potvrzující jejich pozitivní účinek na aerobní výkon spojený s komfortem. Jelikož není známo více potvrzujících experimentů zaměřujících se na aerobní výkon s aplikací stélek do obuvi, dají se považovat stélky Bootmatetsi jako jediné, výkon zlepšující stélky.

Pro zlepšení výkonu lze stélky Bootmatetsi doporučit trenérům i široké veřejnosti díky jejich pozitivním účinkům. Skutečností však zůstává fakt, že jde o pilotní šetření a stélky zaměřující se na ovlivnění aerobního výkonu je nutno dále zkoumat a pokoušet se najít další souvislosti s nimi spojené. Pro následné experimenty bych doporučil vyčlenit kontrolní skupinu, větší výzkumný soubor a pokusit se také ověřit kladný vliv stélek Bootmatetsi v jiném sportovním prostředí než je to fotbalové.



## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.

BORG, G. *Borg's Perceived exertion and pain scales*. 1st ed. Champaign (IL) : Human Kinetics, 1998. ISBN 0-88011-623-4.

BORSKÝ, M. Vliv konstrukce ortotické vložky na správnou biomechaniku nohy. *Pohybové Ústrojí*. Supplementum, 2010, Sv. 1-2, 17/2010. ISSN: 1212-4575.

BRETT, R., FINK, M. D. Steps to Take in Managing Metatarsalgia. *Physicians Practice*, 2011.

BUDÍKOVÁ, M., LERCH, T. a MIKOLÁŠ, Š. *Základní statistické metody*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2005, 170 s. ISBN 80-210-3886-1.

BUZEK, M. Přípravné období v periodizaci sportovní přípravy hráče. *Fotbal a trénink: Časopis unie českých fotbalových trenérů*. Praha: Unie českých fotbalových trenérů, 2003, č. 4, s. 14-21. ISSN 1212-3390.

CELLINI, M. et al. Noninvasive determination of the anaerobic threshold in swimming. *International journal of sports medicine*, 1986, 7.06: 347-351.

CURRAN, S. A. Gait Efficiency and the Use of Insolia® Flex to Promote First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion. *The Foot and Ankle Online Journal* 4 (4): 2; 2011.

CLAREY, C. The Interrelationship between Excessive Pronation of the foot and Chronic Spinal complaints. *What's Afoot*, 2015.

CMUNT, E. *Ortopedická obuv*. Praha: Ergon, 1996.

ČERNÝ, P. *Dynamické ortopedické vložky „Italskou metodou“*. Supplementum., 2005, Roč. 12, č. 1-2, s. 33-34. ISSN: 1212-4575.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Praha: Avicenum, 1987. ISBN 08-102-87.

DIMON, T. *Anatomie těla v pohybu*. Pragma, 2009. ISBN 987-80-7349-191-8.

DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989. 288 s. ISBN 08-082-89.

DUNGL, P. et al. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.

FLEISCHMANN, J., LINC, R. *Anatomie člověka I*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981.

GABBETT, T. J., MULVEY, M. J. Time-motion analysis of small-sided training games and competition in elite women soccer players. *J Strength Cond Res*. 2008 Mar;22(2):543-52.

GALLO J. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických škol*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 211s. ISBN 978-80-244-2486-6.

GREGSON, N. et al. Following things of rubbish value: End-of-life ships, 'chock-chocky' furniture and the Bangladeshi middle class consumer. *Geoforum*, 2010.

GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.

HALLUX VALGUS. *Zdravé nohy* [online]. [cit. 2016-12-24]. Dostupné z: <http://zdrave-nohy.cz/hallux-valgus/>

HAMILTON, N., WEIMAR, W., LUTTGENS, K. *Kinesiology: scientific basis of human motion*. New York, NY: McGraw-Hill, 2012.

HAYES, N. *Základy sociální psychologie*. Vyd. 3. Praha: Portál, 2003, 166s. ISBN 80-7178-763-9.

HEWSTONE, M., STROEBE, W. *Sociální psychologie: Moderní učebnice sociální psychologie*. Vyd. 1. Praha: Portál, 2006. 769 s. ISBN 80-7367-092-5.

HICKS, J. H. The mechanics of the foot. Part II: The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 1954;88(Pt 1):25-30.1.

JOYNER, M. J., COYLE, E. F. Endurance exercise performance: the physiology of champions. *The Journal of Physiology*. 2008, vol. 586, n. 1, s. 35-44. ISSN 0022-3751.

KAALUND, S., MADELEINE, P. Effects of shock-absorbing insoles during transition from natural grass to artificial turf in young soccer players: a randomized controlled trial. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2014 Sep-Oct;104(5):444-50.

KAILA, R. Influence of modern studded and bladed soccer boots and sidestep cutting on knee loading during match play conditions. *Am J Sports Med*, 2007 Sep;35(9):1528-36

KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Volume 2, Lower Limb. 5. vydání, Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. 242 s. ISBN 0-443-03618-7.

KOCH, M., et al. The impact of carbon insoles in cycling on performance in the Wingate anaerobic test. *Journal of Science and Cycling*, 2013, 2: 2-5.

KOLÁŘ, P., a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOPECKÝ, M. Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*. 2004, Roč. 8, č. 1, s. 27-40. ISSN 1211-9261.

KOTT, Otto. *Speciální kineziologie*. Plzeň: Škola Dr. Ilony Mauritzové, 1998. 47 s. ISBN 80-902876-0-3.

KOUDELA, K. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2004. 281 s. ISBN 80-246-0654-2.

KRUSTRUP, P., et. al. The Yo-Yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2003, 35.4: 697-705.

KRUSTRUP, P., et al. The Yo-Yo IR2 test: physiological response, reliability, and application to elite soccer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2006, 38(9):1666-1673.

LARSEN, CH. *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání, 2005. ISBN 80-86606-38-4

LARSEN, CH., MIESCHER, B., WICKIHALTER, G. *Zdravé nohy pro vaše dítě*. Olomouc: Poznání, 2009. 94 s. ISBN 978-80-86606-82-8.

LAU, L. L., MAHADEV A., HUI J. H. Common lower limb sport-related overuse injuries in young athletes. *Annals Academy of Medicine Singapore*, 2008, 37.4: 315.

LIEBESKIND, H. The Biodynamics of Soccer and Soccer Cleat Design. *Podiatry Management*, v.30, no.3, 2011 March, p.189(5). ISSN: 0744-3528

VÁLKOVÁ, H., HANELOVÁ, Z. (Eds.), *Pohyb a zdraví* (pp. 339-342). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 1999.

MAFFULLI, N., SJODIN, B., EKBLÖM, B. A Laboratory method for non invasive anaerobic threshold determination. *J Sports Med Phys Fitness*. 1998 Dec; 27(4), p. 419-23.

McGINNIS, P. *Biomechanics of sport and exercise* (3rd ed). Champaign, IL: Human Kinetics, 2013. ISBN 0-7360-7966-1.

MEDEK, V. Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*. č. 6, 2003. ISSN 1212-7299

MOVAHEDMANESH, F. M. A Thesis, Azad University of karaj, karaj, iran, 2008.

MÜNDERMANN, A., STEFANYSHYN, D. J., NIGG, B. M. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc*. 2001 Nov; 33(11): 1939–1945.

NESTER, CH. J. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009;2:18.

NEUMANN, D. A. *Kinesiology of the musculoskeletal system. Foundations for rehabilitation*. 2. Vyd., Missouri: MOSBY Elsevier, USA, 2010.

NOBLE, BJ., ROBERTSON, R. *Perceived exertion*. Champaign, IL: Human Kinetics, c1996, xv, 320 p. ISBN 08-801-1508-4.

NORDIN, M., FRANKEL, V. H *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2012.

ONDŘEJ, O. *PSP v tréninkových střediscích mládeže-fotbal*. 1. vyd. Praha: Sportpropag, 1987.

Ortopedické vložky, dětské. *E-zdravotnickepotreby.sk* [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://www.e-zdravotnickepotreby.sk/upload/0000024453-4-vyr-235710137.jpg>

PAISIS, P. et al. The effects of military boots with and without a shock-absorbing insole on the kinematic characteristics during uphill walking and running. *International Review of the Armed Forces Medical Services*, 2011.

PERHAMRE, S. et al. Sever's injury; treat it with a heel cup: a randomized, crossover study with two insole alternatives. *Scand J Med Sci Sports*. 2011 Dec;21(6):e42-7

PERRY, J., et al. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1992, 12.6: 815.

Plochá noha. <https://ulevapronohy.cz> [online]. Česká Republika: Hana Švrčková, 2015 [cit. 2016-08-19]

PLOCHÉ NOHY – PŘÍČINY A NÁSLEDKY DEFORMIT NOHOU. *Příčiny deformit a bolesti* [online]. [cit. 2016-12-24]. Dostupné z: <http://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>

POUL, J. Moderní přístup k indikaci ortopedických vložek. *Vox Pediat.*, 1999.

RAMPININI, E. et al. Effect of match-related fatigue on short-passing ability in young soccer players. *Medicine Science Sports Exercise*, 2008, 40(5):934–942.

RIEGROVÁ, J., PŘIDALOVÁ, M., ULBRICHOVÁ, M. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*, Olomouc: Hanex, 2006. ISBN 80-85783-52-5.

ŘIHOVSKÝ, R. *Anatomie a fyziologie, ruka a noha ve vztahu k odívání a obouvání*. Praha: Nakladatelství technické literatury, 1975.

SAMMARCO, G. J., *Rehabilitation of the Foot and Ankle*. St. Louis: Mosby, 1995.

SHAHRIVAR, M. F et al. The effect of insole with corrective exercises on some of physical and motor fitness factors in girls with flat foot. *European Journal of Experimental Biology*, 2014, 4(1):534-537. ISSN: 2248 –9215.

SCHMIDT, A., KLAUS, S., ROTH, R. *The impact of individually fitted carbon insoles on sprint performance in competitive cyclists*. Research Institute for Sport and Exercise Sciences, Liverpool, 2011.

SOSNA, A. a kol. *Základy ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8.

SIDARI, L. A. Chronic Inversion Sprain. *What's Afoot*, 2015.

SIDARI, L. A. Low Back Pain. *What's Afoot*, 2015.

SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vydání, zcela přepracované a rozšířené. Praha: Grada, 2004. 448s. ISBN 80-247-0630-X.

STARING, S. *Gray's Anatomy – The Anatomical basis of Clinical Practice*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2008.

STEARNE, S. M., et al. The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Scientific reports*, 2016, 6: srep19403.

SVOBODA, B. *Pedagogika sportu*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2008. ISBN 978-80-246-1358-1.

SVOBODOVÁ, J. *Aplikace ortopedických vložek v dětském věku*. Praha: Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2011.

SIMONS, D. G., TRAVELL, J. G., SIMONS, L. S. *The trigger point manual*. 2nd ed. Baltimore: Williams, 1999, 1038 s. ISBN 978-0-683-08363-7.

TANG, U. H. Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers - A two-year, randomized trial, *Journal of Clinical & Translational Endocrinology*, 2014, 121 - 132.

TREW, M., EVERETT, T. *Human Movement*. New York: Churchill Livingstone, 1997.

TYLDESLEY, B., GRIEVE, J. I. *Muscles, Nerves and Movement: Kinesiology in Daily Living*. Oxford: Blackwell science, 1996.

VASYLI, P. Mechanics of Subtalar joint motion and its effect on Posture. *What's Afoot*, 2015.  
VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 188 s. Monografie, 2010. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN: 80-7254-837-9.

VOTÍK, J. *Trenér fotbalu „B“ UEFA licence*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2005. 264 s. ISBN 80-7033-921-7.

WALTHER, M. *Anforderungen an den Kindersport - und Fußballschuh*. Orthopädienschuhtechnik 6, 2006.

YUNG-HUI, L., WEI-HSIEN, H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomic*, 2005, 36:355-362.

ZATSIORSKY, V. *Kinematics of Human Motion*. USA: Library of Congress, 1998.