

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv povrchu na rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu
v tenise**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Kateřina Maršáková

Vypracovala:

Bc. Linda Šebíková

Odborný konzultant:

Ing. František Lopot, Ph. D.

Praha, červenec 2017

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla 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. Linda Šebíková

.....

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

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucí mé diplomové práce Mgr. Kateřině Maršákové za odborný dohled, vedení, trpělivost a cenné rady při jejím zpracování. Velké poděkování patří také Ing. Františku Lopotovi, Ph.D. za vstřícný přístup, cenné připomínky a pomoc při analýze dat. Dále bych chtěla poděkovat všem zúčastněným hráčům, jejich rodičům a personálu tenisového areálu TJ Spoje v Praze za ochotu a spolupráci při měření. A v neposlední řadě patří obrovské poděkování mé rodině a partnerovi za podporu a trpělivost při tvorbě této práce.

Abstrakt

Název: Vliv povrchu na rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu v tenise

Cíl práce: Cílem této práce je zjistit, zda dojde ke změně silového zatížení v oblasti plosky nohy při úderové fázi forhendu v otevřeném postavení v závislosti na typu hracího povrchu.

Metody: Výzkumu se zúčastnilo 10 tenisových hráčů na úrovni I. třídy ve věku od 17 do 28 let. Tenis hrají minimálně dva roky závodně, trénují 2- 3x týdně a v posledních 12-ti měsících neměli úraz dolních končetin. Pomocí přístroje Pedar-X byly měřeny změny zatížení na plosce nohy při úderové fázi forhendu na antuce a povrchu Casali. K hodnocení těchto změn byly použity hodnoty kontaktních sil [N] (vertikálních reakčních sil). Zaprvé bylo provedeno intraindividuální vyhodnocení dopadu na region paty a předonoží na antuce a povrchu Casali pomocí grafů střednic časového průběhu sil. Zadruhé bylo provedeno interindividuální vyhodnocení hodnot maximálních sil v regionu paty, středonoží, předonoží, palce s prsty a celé plosky nohy pomocí statistické metody – párového t-testu.

Výsledky: Z výsledků práce vyplývá, že rozdílný povrch má vliv na velikost zatížení i na jeho rozložení na plosce nohy při dopadu. Z grafů střednic časového průběhu sil bylo vyhodnoceno, že u 8 hráčů byl na antuce dopad proveden na předonoží. Na povrchu Casali byl dopad proveden u všech 10 hráčů na region paty. Při statistickém vyhodnocení hodnot maximálních sil vyšel statisticky významný rozdíl v regionu paty, palce s prsty a celé plosky nohy s vyššími hodnotami pro povrch Casali oproti antuce.

Klíčová slova: forhend, Pedar-X, ploska nohy, tenis, vertikální reakční síla, zatížení, zranění

Abstract

Title: The influence of the surface load distribution of the foot during dynamic movement in tennis

Objectives: The aim of this work is to determine whether there is a change in the force load in the area of the sole of the foot during the forehand strike phase in an open position depending on the type of playing surface.

Methods: The research was attended by 10 level I tennis players of ranging from the age of 17 to 28. Each of the players has played tennis for at least two years, train 2 – 3 times a week and has no limb injury in the past 12 months. Using the Pedar-X instrument, changes in the force of the plantar load during the forhend strike phase on clay and Casali surfaces were measured. To evaluate these changes, the contact forces [N] (vertical reaction forces) were measured. First, an intra-individual foot impact assessment on the heel region and forefoot on the clay and Casali surface were performed using graphs of temporal force averages. Secondly, an inter-individual evaluation of the maximum force values in the region of the heel, midfoot, forefoot, hallux and lesser toes and whole feet of the foot was performed using the paired t-test statistical method.

Results: The results of the work show that the different surfaces influence the size of the load as well as its plantar distribution during foot impact. From the evaluation of the time-lapse graphs, it can be seen that for 8 players the foot impact was made on clay on the forefoot. On the Casali surface, the foot impact made by all 10 players was on the heel region. There was a statistically significant difference in the heel region, hallux and lesser toes and whole feet with higher values for Casali compared to clay surface.

Keywords: forehand, Pedar-X, foot, tennis, vertical reaction force, load, injuries

OBSAH

1 ÚVOD.....	11
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE.....	12
2.1 Tenis.....	12
2.1.1 Historie.....	12
2.1.2 Technické parametry.....	13
2.1.3 Druhy hracích povrchů	14
2.1.4 Tenisová obuv.....	18
2.1.5 Charakteristika herní činnosti	20
2.2 Forhendový úder	22
2.2.1 Druhy forhendového úderového postavení.....	22
2.2.2 Kineziologie forhendového úderu v otevřeném postavení	24
2.2.3 Biomechanika forhendového úderu	27
2.3 Přehled zranění pohybového aparátu v tenise.....	31
2.3.1 Poranění hlezenního kloubu.....	32
2.3.2 Poranění kolenního kloubu	32
2.3.3 Problémy v oblasti nohy	33
2.3.4 Tenisové povrchy a zranění	34
2.4 Dynamická plantografie.....	35
2.4.1 Systém Pedar-X	36
2.4.2 Využití měřicího zařízení Pedaru-X v tenise	38
3 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	42
3.1 Cíle práce	42
3.2 Výzkumné otázky	42
3.3 Hypotézy.....	42
4 METODIKA PRÁCE	44
4.1 Charakter práce	44

4.2 Popis výzkumného souboru	44
4.3 Druhy hracích povrchů	46
4.4 Použitá obuv	46
4.5 Herní situace	47
4.6 Použité přístrojové metody	48
4.7 Sběr dat	49
4.7.1 Průběh měření	49
4.8 Analýza a zpracování dat	51
5 VÝSLEDKY	56
5.1 Intraindividuální vyhodnocení	56
5.2 Interindividuální vyhodnocení	67
6 DISKUZE	73
7 ZÁVĚR	81
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	82
SEZNAM PŘÍLOH.....	90

Seznam zkratek

A.B.	antuková obuv
AF	Alejandro Falla
BA	herní situace - hra od základní čáry
CNS	centrální nervová soustava
COF	coefficient of friction
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
COR	koeficient restituce
č.	číslo
F	síla
FF	předonoží (forefoot)
H	pata (heel)
HL	palec a prsty (hallux and lesser toes)
ITF	International Tennis Federation
kg	kilo
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
MF	středonoží (midlefoot)
mm.	musculii
ms	milisekunda
N	Newton
n	počet probandů
např.	například
obr.	obrázek
p	hladina statistické významnosti
PDK	pravá dolní končetina
RF	Rodger Federer

s.	strana
SD	směrodatná odchylka
SV	herní situace - servis
Total	oblast celého chodidla (total object)
tzn.	to znamená
USPTA	The United States Professional Tennis Association

1 ÚVOD

Tenis je sportem, ke kterému mám velmi úzký vztah. Já sama hraji tenis od šesti let, dříve závodně, dnes již jen rekreačně. Během tohoto období jsem se sama přesvědčila o odlišných podmínkách, které nám nabízejí různé druhy tenisových povrchů. A tak jsem si toto téma vybrala k bližšímu prozkoumání, protože si myslím, že je třeba blíže pochopit problematiku chování dolních končetin v závislosti na druhu hracího povrchu.

Tenis má ve své historii dlouholetou tradici a od jeho prvních počátků, které se datují k roku 1275 ve Francii, došlo dodnes k velikému vývoji ve smyslu zdokonalování a zvyšování výkonů všech hráčů. S vývojem nových materiálů, s čímž se pojí lepší rakety, míčky, ale také i s vývojem tréninkových metod se tenis neuvěřitelně zrychlil a stal agresivnějším. V dnešní době se staví také mnoho nových typů povrchů, které v minulosti neexistovaly. Jsou to různé druhy hracích ploch od umělých, přes antukové až po travnaté, které s sebou ovšem přináší i svá úskalí.

Je nemálo studií, které spojují vzniklé zdravotní problémy s druhem povrchu. Souvisí to především s rychlostí daných povrchů, jelikož antuka je považována za nejpomalejší a naopak tráva za nejrychlejší. Jako středně rychlé jsou označovány asfaltové či umělé povrchy. Tato rychlost pak ovlivňuje charakter hry, jako je rychlost startů, zastavení a změny směrů, které mají následně vliv i na zranění dolních končetin. Na pevném povrchu je větší zatížení na klouby, tedy jde o problémy především s kolenními a hlezenními klouby, kdežto na antuce dochází k svalovým rupturám či problémům s plantární fascií.

Jen malé množství rekreačních, ale i profesionálních hráčů ví, jaká zdravotní rizika pro organismus tenis přináší, a ještě méně lidí tuší, jak případným bolestem, psychické únavě a zranění předcházet. V této diplomové práci jsem se tedy zaměřila na silové zatížení plosky nohy v souvislosti s herním povrchem a typem bot. Ráda bych poukázala na změny zatížení v jednotlivých regionech plosky nohy, které se pojí s hraním na různých typech povrchů a zmínila také možnou souvislost se vznikem zranění.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Tenis

2.1.1 Historie

Dle Langerové a Heřmanové (2005) pocházejí záznamy o hře s názvem tenis z přelomu patnáctého a šestnáctého století z Anglie, ovšem slovo tenis je údajně odvozeno z francouzského výrazu „tenez“ (v překladu „chytejte“). Konkrétním předobrazem dnešního tenisu byla hra Sféristika, která vznikla na území Anglie a kterou si v roce 1874 nechal patentovat anglický major Walter Clopton Wingfield. Zvláštností hry Sféristika bylo zúžení vlastního dvorce ve své půlce a zároveň jeho postupné vyvyšování směrem k síti. Rok na to již vznikla první pravidla tenisu, o která se zasloužili funkcionáři Marylebone Cricket Club a roku 1886 dostal dnešní podobu i tenisový dvorec, jelikož se objevily první základní čáry, které ohraničovaly kurt.

Mezinárodní tenisová federace, která vznikla roku 1913, přejmenována roku 1977 na International Tennis Federation (ITF), vyhlásila v roce 1924 pravidla, která bez větších změn platí dodnes (Kirchner et al., 2012; Linhartová, 2009; Gillmeister, 2008).

Touha soutěžit a vyhrávat vedla k zakládání prvních tenisových turnajů. V červenci roku 1877 se ve Wimbledonu konal první šampionát. Další tři největší turnaje se konaly v New Yorku (Flushing Meadows) roku 1881, dále v australském Melbourne v roce 1905 a v Paříži na dvorcích Roland – Garros v roce 1925. Do dnešní doby zůstaly tyto čtyři turnaje: Wimbledon, US Open, Australian Open a French Open nejprestižnějšími událostmi v tenise (Táborský, 2005).

Tenis byl již od prvních olympijských her v roce 1896 zařazen do olympijského programu, kde zůstal až do roku 1924, kdy byl vyřazen. Opětovně se tam dostal až v roce 1988 v Soulu (Kirchner et al., 2012).

Historie tenisu v českých zemích sahá až do konce 19. století, kdy se hrálo na dvorci hraběte Kinského v Chocni. V Praze byl založen první český lawn – tenisový klub v roce 1893. Tento klub je dodnes znám pod zkratkou I. ČLTK Praha a patří k nejlepším klubům v Čechách. Roku 1906 byla založena první česká lawn – tenisová organizace – předchůdkyně dnešního tenisového svazu. V roce 1919 byla založena

Československá tenisová asociace a dva roky na to byla první účast v Davisově poháru. Druhá světová válka byla však velkým útlumem pro rozvoj tenisu a ani poválečný politický režim mu příliš nepřál. Nelze se tedy divit, že jedny z největších postav naší historie tenisu dosáhly svých nejvýznamnějších úspěchů v zahraničí. Mezi ně se řadí např.: Jaroslav Drobný, Martina Navrátilová, Ivan Lendl, Jan Kodeš, Karel Koželuh aj. V dnešní době patří čeští tenisté mezi světovou špičku a tenis je u nás velmi populárním sportem, který se díky hlubším znalostem v kinantropologii, nauce o tréninku, pedagogice, psychologii, fyziologii a biomechanice stále vyvíjí (Langerová et al., 2005; Linhartová, 2009).

2.1.2 Technické parametry

2.1.2.1 Tenisové hřiště

Tenisové hřiště neboli kurt má tvar obdélníku 23,77m x 8,23m pro dvouhru (singl) nebo 23,77m x 10,97m pro čtyřhru (debl). V polovině je hřiště rozděleno sítí, jejíž konce jsou upevněny na sloupcích ve výši 1,07m. Síť je v půli své délky rozdělena páskou nazývanou „Wimbledon“ (podle tenisového turnaje Wimbledon) pomocí níž je uprostřed udržována ve výšce 91,5cm. Pro úpravu sítě při dvouhře se přidávají přídatné sloupky, které se umístí ve vzdálenosti 91cm od postranní čáry pro dvouhru na obou stranách. Síť je pevně napnuta pomocí ocelového lanka, které je umístěné v horní části sítě v bílé pásce, která je 5 – 6,5cm široká. Oka sítě musí být natolik hustá, aby jimi neprošel míč (Scholl, 2002; Langerová et al., 2005).

2.1.2.2 Tenisové míčky

Tenisové míčky mají průměr v rozmezí 6,35 – 6,67 cm a hmotnost 56,7 – 58,5 gramů. Skládají se z pevné gumové či kaučukové duše obalené chlupatým materiálem zvaným melton, kombinovaný ještě se syntetickými materiály (silon, nylon aj.). Pro soutěže musí míček splňovat povinný odskok do výše 135 – 147 cm po dopadu na pevný podklad z výšky 254 cm (Miller, 2006).

2.1.2.3 Tenisová raketa

Tenisová raketa je neodmyslitelnou součástí tenisu. Raketu tvoří hlava, krček a držadlo (grip). Vhodnost rakety pro jednotlivé hráče se určuje pomocí několika technických parametrů, jako jsou: velikost hlavy, která se pohybuje v rozmezí

600 – 760 cm², dále hmotnost rakety, která se udává bez výpletu a pohybuje se v rozmezí od 240 do 301 gramů a více. Dalším parametrem je vyvážení hlavy, které se udává v milimetrech a je důležité pro zesílení úderu. Rozeznáváme vyvážení do hlavy (více než 345 mm), které je určeno pro začátečníky a rekreační hráče, dále vyvážení na střed (od 345 do 340mm), které je určeno pro středně pokročilé hráče a vyvážení do ruky (méně než 340mm), což je určené pro profesionální hráče. Dalším parametrem je délka rakety, kdy standardní délka je 68 – 690 mm a maximální přípustná délka je 736,6mm. Mezi ostatní parametry patří profil (šířka) rámu, počet strun a velikost rukojeti (Koromházová et al, 2008; Linhartová, 2009). Dříve byly rámy rakety vyráběny ze dřeva. Později dřevo vystřídaly kovové rámy a poté plastové hmoty. Nyní jsou rakety vyráběny nejčastěji z karbonových vláken, skelných vláken, titanu nebo keramických materiálů (Kadlec et al., 2009).

2.1.3 Druhy hracích povrchů

Tenis se po celém světě hraje na různých površích mnohem více než kterýkoli jiný sport. Právě povrch dvorců se nejvýrazněji podílí na charakteru celé hry, udává její rychlost, styl, kvalitu i taktiku, má rozdílný vliv na odskok míče a zároveň má odlišný vliv na kosterně svalový aparát hráče. Právě povrchy během historie tenisu udávaly tempo vývoje ostatním herním komponentům (raketa, míče, síť) (Miller, 2006; Dixon et al., 2015).

V 19. století se tenis začínal hrát na trávě a o přibližně 50 let později se hra rozšířila na antuku a následně v pozdějších letech na pevný povrch a koberec. V dnešní době se používá okolo 210 druhů hracích povrchů. Na světě existují 4 hlavní velké turnaje, tzv. Grandslamové turnaje, které se hrají každý na jiném povrchu. Australian Open a US Open se hrají na pevném povrchu, Roland Garros se hraje na antuce a Wimbledon se hraje na travnatém kurtu. Proto je pro rekreační hráče, tím spíše pro vrcholové hráče, téměř nutností znát charakter a vlastnosti povrchu, na kterém hrají. To jim umožňuje být co nejúspěšnějšími hráči a vyhnout se také možnému zranění (Girard et al., 2007).

International Tennis Federation (ITF) (2016) rozděluje povrchy z hlediska jejich různých vlastností do 2 kategorií:

1) podle typu stavebního materiálu:

- asfalt, umělá tráva, antuka, umělá antuka, beton, koberec, umělé povrchy a ostatní povrchy

2) podle interakce mezi míčem a povrchem

- pomalé, středně pomalé, střední, středně rychlé a rychlé povrchy

ITF zavedla klíčové vlastnosti, které slouží na posouzení a zařazení povrchů v těchto dvou kategoriích. Tyto vlastnosti jsou:

- *friction* – je odolnost vůči relativnímu pohybu mezi hracím povrchem a míčem, který je s tímto povrchem v kontaktu. Koeficient tření (COF) je poměr horizontální a vertikální složky síly mezi míčem a povrchem. Hrubší povrch má větší COF, což způsobuje větší snížení horizontální rychlosti, tím pádem, se povrch řadí mezi pomalejší povrchy (International Tennis Federation, 2016).
- *energy restitution* – je navrácená energie míči po dopadu na povrch. Koeficient restituace (COR) je poměr vertikální rychlosti míče po odskoku a těsně před udeřením míče hráčem. Pokles této energie se projeví snížením vertikální rychlosti míče po odskoku. Povrch, ze kterého je možno vytěžit vyšší COR je obvykle vnímán jako pomalejší, protože hráč má více času dostat se k míči a odehrát ho (International Tennis Federation, 2016).
- *topography and dimensions*: jsou topografie a rozměry kurtu, kam patří geometrická pravidelnost povrchu, sklon, posouzení roviny plochy z hlediska odvodnění a umístění a pravidelnost lajn, které ohraničují kurt (International Tennis Federation, 2016).
- *consistency*: znamená vlastnosti povrchu a jejich rovnoměrné rozložení po celé hrací ploše, dále jejich stabilita s časem, použitím a údržbou (International Tennis Federation, 2016).

Podle odskoku míče lze také rozdělit tenisové povrchy na pomalé, středně rychlé a rychlé. Toto rozdělení je ovšem jen přibližné, jelikož značné rozdíly mohou být i v rychlosti antuky nebo syntetických dvorců. Obecně ale platí, že čím tvrdší a zejména hladší povrch, tím je rychlejší a má menší vliv na odskok míče (Jankovský, 2002b).

Pomalé povrchy

Mezi pomalé povrchy se řadí antukové kurty a povrch z kombinovaných pískových směsí.

Antukové dvorce jsou považovány za nejpomalejší hrací povrch. Oproti travnatému povrchu či betonu, je zde větší náročnost na úpravu a údržbu dvorce. Míče mají vysoký a pomalý odskok, hra je tudíž zpomalená a hráči často využívají skluzů, a proto jsou na tomto povrchu schopni doběhnout takřka každý míč. Právě kvůli „zpomalené hře“ zde více vynikne kvalita úderů hráče a spíše se využívá hra od základní čáry (Jankovský, 2002a; Miller, 2006). Zpomalená hra není jen díky odskoku míče, ale otočka hráče po úderu a navrácení zpět do základní pozice je časově delší než na pevném povrchu. Ferrauti et al. (2013) se zabývali vlivem různého povrchu (antuka a beton) na rychlost a celkový čas provedení jednoho forhendu a navrácení se zpět do výchozí pozice. Otočka hráče při forhendu na antuce byla provedena za 1, 24s a na betonu za 1,09s. Konečný celkový čas na antuce byl o 0,32s delší.

- *Antukový povrch*

Antukový tenisový povrch, pro zkrácení dále jen „antuka“, byl součástí mého experimentu společně s tenisovým povrchem Casali.

Antukové hřiště je tvořeno ze 4 vrstev. Na zemitou půdu se nanáší nejdříve hrubá netříděná škvára o tloušťce 230mm, na ní pak jemná mletá škvára, která má tloušťku 50mm a poslední, nejsvrchnější vrstvu tvoří antuka s individuální tloušťkou. Červená antuka je vyrobena z rozdrčených cihel a zejména střešních tašek. Antuka nesmí obsahovat přírodní písek, ale jen ostrohranné částice včetně prachových, které umožní po jejím zhutnění vytvořit pevný neklouzavý povrch. K zamezení prašnosti vyžaduje v letních měsících průběžné vlhčení. O průběžné provlhčení se stará i škvára, která díky svým vlastnostem dobře jímá vodu a zpětně naopak provlhčuje antuku. Vlastností antuky je mimo jiné její pórovitost, pružnost a propustnost vody (Jankovský, 2002b).

Antuka je sice levnější na výstavbu než ostatní typy tenisových kurtů, ale údržba těchto kurtů je naopak dražší. Aby byla udržena rovnost povrchu, musí být antukové kurty válcovány, a dále obsah vody v antuce musí být vyvážen. Antuka se postupně opotřebovává, jelikož dochází k omílání hran zrn a je potřeba tuto svrchní opotřebovanou antuku odstraňovat a nahrazovat čerstvou (Jankovský, 2002b).

Středně rychlé povrchy (pevné povrchy)

Jako středně rychlé povrchy se označují pevné povrchy, které jsou nejčastěji asfaltové, betonové či různé druhy uměle zdrsňených kombinací umělých hmot.

Míč na těchto kurtech se pohybuje pomaleji než na travnatých, ale rychleji než na antukových kurtech. Odskok míče je zde rovnoměrný a dobře předvídatelný, jelikož povrch se snadno udržuje a je tudíž hladký a bez nerovností. Pevné povrchy jsou však oproti ostatním povrchům náročnější na kosterně svalový aparát hráče (Martin et al., 2016; Miller, 2006).

- *Pevný povrch Casali*

V následujícím odstavci přiblížím pevný povrch Casali (dále jen povrch Casali). Tento povrch je pro moji práci stěžejní, jelikož experimentální část byla provedena na tomto povrchu, společně s antukou.

Povrch Casali je akrylátový pružný umělý povrch s příměsí gumového granulátu, který se na betonový podklad nanáší stěrkováním. V našem případě je tvořen z 6 vrstev (viz obrázek č. 1). Nejspodnější vrstva je betonový podklad, který na obrázku není znázorněn, na nějž se nanáší tzv. štěrková výplňová vrstva, na ní patří asfaltová pojivová vrstva. Čtvrtá vrstva je pak opět beton. Druhou nejsvrchnější vrstvou je tzv. Softbase a nejsvrchnější je Polysport (Supersoft Pro Turf).

Povrch je určen pro tenis i víceúčelová hřiště. Vyznačuje se dokonalým odrazem míče po celé jeho ploše, dále vysokou odolností proti opotřebení a proti působení povětrnostních vlivů. Nepropouští vodu a nároky na údržbu jsou minimální (Jankovský, 2002b).



Obrázek č. 1 - Jednotlivé vrstvy pevného povrchu Casali (foto: autor textu, 2017)

Rychlé povrchy

Řadí se sem především travnatá hřiště, dále parkety či hladké umělé povrchy.

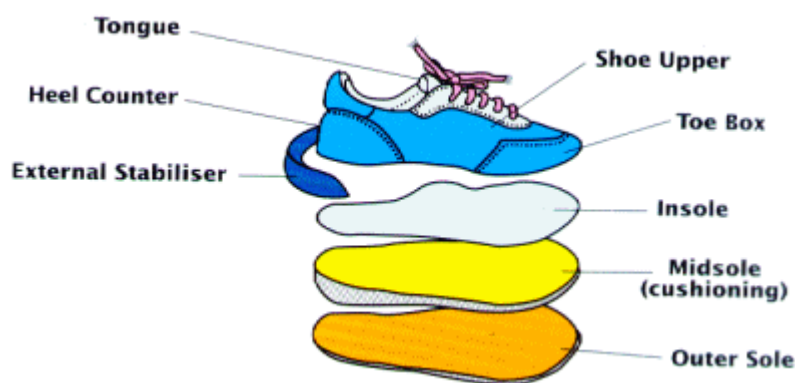
Jedním z nejstarších a zároveň i nejrychlejších povrchů je tráva. Odskok míčku je zde rychlý, nízký a nepravidelný, proto se hráči snaží hru co nejrychleji ukončit. Velká výhoda je především v servisu, který je pro přijímacího hráče velkým problémem. Častěji je tedy využívána hra servis – síť (Martin et al., 2016, Dixon et al., 2015).

2.1.4 Tenisová obuv

Je známo, že tenis je hra, která zahrnuje širší spektrum pohybů a pro každý povrch existuje typický herní styl. Proto je v tenise důležité vybrat správnou obuv, respektive správnou kombinaci obuvi na daný povrchu. Zároveň je vhodná obuv potřeba pro zajištění odpovídající rovnováhy mezi zvyšováním výkonu a minimalizací rizika vzniku úrazu (Stiles et al., 2006).

Obuv by měla zajišťovat především stabilitu a celkovou ochranu chodidla při hře. Hodnotí se kritéria jako je tlumení nárazů, třecí vlastnosti bot a povrchů, drsnost, vzor podrážky a také pohodlnost, velikost a stabilita obuvi (Damm et al., 2014).

Bota se skládá z jednotlivých částí různých vlastností, které od sebe jednotlivé druhy bot odlišují (viz obrázek č. 2).



Obrázek č. 2 – Popis jednotlivých částí boty (Allen et al., 2011)

Níže se zmíním podrobněji jen o těch, které podávají bližší informace k následnému pochopení praktické části této práce.

Bota se skládá ze *svrchní části boty* („shoe upper“) a *patní části boty* („heel counter“), což je netvrší část boty, která má za úkol držet patu ve stabilní poloze. Další částí je *vnitřní vložka do bot* („shoe insole“), která může mít zaprvé významný tlumicí efekt a zadruhé zabraňuje posunům chodidla v botě, jelikož je pokryta měkkou tkaninou, která optimalizuje třecí síly s ponožkou. Další částí je *mezipodešev* („midsole“), která slouží k přenosu sil mezi povrchem a člověkem, tedy zajišťuje především tlumicí vlastnosti boty. Je vyrobena z různých materiálů, např. z polyuretanu či ethylenvinylacetátu, které se liší svojí odolností, lehkostí a tloušťkou. Jako další tlumiče nárazů se používají pěnové a gelové výplně (Damn et al., 2014; Dixon et al., 2015). Složení materiálů mezipodešve boty se liší dle funkce dané boty. U tenistů, jako u ostatních míčových sportů, kde je došlap nohy proměnlivý, je navržena mezipodešev v celé délce boty stejně, kdežto běžci mají největší tlumení v oblasti paty (McPoil, 2000). Část boty, která je u tenistů velmi důležitá je *oblast palce boty* („the toe box“). Tato přední část boty by měla být dostatečně široká a prostorná, aby nedocházelo k utlačování hlaviček metatarzů a palce k sobě a předcházelo se tak vzniku zdravotním problémům. Poslední, velmi důležitou, částí boty je *vzorek podrážky* („outsoles“) (Damn et al., 2014). Podrážka je část boty, která přijde přímo do kontaktu s podložkou. Většinou je vyrobena z polyurethanové gumy kvůli její odolnosti proti oděru a zároveň zajišťuje určitý stupeň tlumení nárazů. Nejčastěji právě podrážka je určujícím faktorem pro jaký hrací povrch se bota hodí nejvíce (Allen et al., 2011).



Obrázek č. 3 – Profily podrážek tenisových bot: nahoře boty na antuku; dole boty na pevný povrch (Dixon et al., 2015).

Boty na antuku mají vzor stromečku v ostrém úhlu (viz obrázek č. 3) a celá podrážka je souvislá bez dalších přidaných vzorů a zajišťuje tak ideální třecí vlastnosti mezi botou a povrchem, díky kterým je bota mimořádně přilnavá k povrchu. Tento vzorek podrážky lépe proniká do povrchové části antuky, tudíž získáme lepší trakci při startu, zastavení či změně směru. Při zápase je potřeba občas hlavou rakety klepnout do podrážky, aby se z drážek vyklepaly svrchní částičky antuky, které se uchytily do drážek. Jelikož při uchycení antuky v drážkách má bota horší vlastnosti tření a trakce (Allen et al., 201; Dixon et al., 2015).

Oproti tomu boty na pevný povrch mají vzor stromečku obloukovitý (viz obrázek č. 3), který lépe brání uklouznutí na pevném povrchu. Existují také speciální vzory pro podrážky na pevný povrch. Prvním je tzv. „pivot point“ neboli kolečko pod mediální částí předonoží, které by mělo snížit tření během otočného pohybu a tím tento pohyb urychlit. Druhým je přerušení podrážky mezi předonožím a patou, kde prostor pod středonožím je zpevněn, čímž přispívá k lepším tlumivým schopnostem podrážky, které jsou na pevném povrchu důležité (Allen et al., 2011; Dixon et al., 2015).

Mezi tenisty je známo, že opotřeбенé antukové boty lze použít i na pevné povrchy, zatímco boty na pevné povrchy nelze použít na antuku z důvodu špatné přilnavosti a následnému podkluzování bot. Proto jsem si v mé diplomové práci zvolila pro oba povrchy právě boty určené na antuku.

2.1.5 Charakteristika herní činnosti

Každá tenisová rozehra je zahájena podáním, což je úvodní úder, který se hraje pouze diagonálně do vymezeného pole. Hráč tento úder po nadhození míčku zasahuje nad hlavou. Jako odpověď na podání od protihráče je tzv.: „return“, který je druhým úderem v rozehrě. Je to úder po dopadu míče, kterým se hráč snaží odehrát soupeřovo podání a vrátit míč zpět do jeho vymezeného pole. Ve hře se potom údery rozdělují dle dopadu míče. Před dopadem míče na zem můžeme zahrát volej nebo smeč, úder, který je hraný těsně po dopadu nazýváme halfvolej a údery po dopadu jsou forhend, bekhend či opět smeč. Bekhend a forhend jsou základními údery od zadní čáry a jsou rozlišeny stranou od těla, na které se míč odehrává (Rineberg, 2004; Vaverka et al., 2007).

Tenis je komplexní sport, ve kterém záleží na mnoha aspektech. Mezi základní schopnosti, které jsou nezbytné pro tenistu, patří koordinace, anticipace, časoprostorová orientace, opticko – motorická reakce, rychlost pohybové reakce, práce nohou a švihový

pohyb horní končetiny (Crespo et al., 2002). Nepřehlédnutelný význam má právě reakční rychlost a hbitost (zhruba 47% pohybu probíhá vpřed, 48% do strany a zbytek vzad). Svůj podíl má i psychický stav hráče, jelikož může mít často významný dopad i na jeho fyzický stav (Vaverka et al., 2007).

Pro tenis jsou charakteristické opakované, krátkodobé a intenzivní pohybové činnosti, které jsou dány acyklickým charakterem (starty a zastavení, změny směru při běhu, obraty, výskoky, dopady) a cyklickým charakterem v podobě běhu. Nejčastěji dochází k běhu, spíše startu, do vzdálenosti 3-7 m. Také je popisováno, že až 81% úderů se odehraje ve vzdálenostech $\pm 2,5$ m a dalších 10% ve vzdálenosti $\pm 4,5$ m od výchozí pozice hráče (Vaverka et al., 2007). Kvůli rychlým změnám směru pohybu je běh tenisty typický svými kratšími kroky a nízkým těžištěm těla (Gillmeister, 2008).

Typickým pohybem v tenise je běh ze strany na stranu, dále vpřed a vzad. Proto právě rychlá a výbušná síla pro rychlý start, schopnost zrychlení na krátkou vzdálenost, odrazová síla a úderová síla jsou nutnými předpoklady k úspěchu (Roetert et al. (2011).

V základě samotný pohyb hráče na kurtu se dělí na několik částí: základní postavení, pohyb k míči, úderové postavení a návrat zpět do původního postavení (to může být z hlediska pokrytí volného prostoru hřiště odlišné od výchozího postavení). Samozřejmě, že typy pohybů se navzájem prolínají a lze jen přibližně popsat, pro kterou fázi je typický jaký pohyb (Grosser et al., 2008).

Dle Brown (2004) a Linhartová (2009) se přemístění k míči při výměně zahajuje dvěma způsoby:

První způsob je tzv. *schuffle step*. Jedná se o úkroky stranou vpravo či vlevo, dle reakce na směr letícího míče. Tělo by mělo být natočeno na síť a očima sledovat letící míček. Tento pohyb se spíše používá, pokud je míček 1 - 2 kroky od těla. Zároveň je to také pohyb, který je často používán při navracení se do výchozí pozice po odehraném úderu (Brown, 2004; Linhartová, 2009).

Druhý způsob je tzv. *crossover step*. Jde o pohyb stranou, kdy dochází k překřížení vnější nohy přes vnitřní a trup se otáčí ve směru pohybu. Tento způsob pohybu se používá více pro vzdálenější míče, např. míče až u postranních čar či míče na opačné straně hřiště od stojícího hráče. Jedná se totiž o nejrychlejší a nejběžnější počáteční pohyb do strany k míči (Brown, 2004; Linhartová, 2009).

Mezi zahajující fází běhu k míči a posledním krokem před úderem hráči nejčastěji používají *běh (sprint) vpřed*. Pomocí sprintu jsou hráči schopni se dostat nejrychleji do ideální pozice pro odehrání míče. Z důvodu rychlého startu jsou především první kroky krátké, postupně se prodlužují směrem ke vzdáleným míčům a před úderem se obvykle opět zkracují (Linhartová, 2009). Těmto zkráceným krokům před úderem, které pomáhají najít vhodnou pozici pro tělo se říká tzv. *adjustment steps*. Dále je třeba zmínit tzv. *split – step*. Jedná se o instinktivní poskok do mírného stoje rozkročnému zahájený bezprostředně před okamžikem soupeřova zásahu míče a ukončený bezprostředně po zásahu. Tento pohyb nám umožňuje včasný start do všech směrů a vzdáleností. Každý start ze stoje musí začít reakční silou země, která se skládá ze dvou fází, zaprvé tlakem hmoty těla proti zemi (pokrčení kolen), což je excentrická svalová síla a zadruhé následným odrazem (natažení kolen), kde se jedná o koncentrickou (urychlující) svalovou sílu. Reakční síla země po doskoku hráče umožňuje při split-stepu ideální aktivaci svalů dolních končetin a tím i okamžitý start (Grosser et al., 2008; Uzu et al., 2009).

2.2 Forhendový úder

Forhend je úder, který se hraje vpravo od těla u praváků, vlevo u leváků. Hraje se po jednom dopadu míče na zem. Jak popisuje mnoho autorů, forhend patří mezi nejčastěji hrané údery od základní čáry (Crespo et al., 2002; Linhartová, 2009; Schönborn, 2006, Stare et al., 2015; Reid et al., 2013). Stare et al. (2015) také uvádí, že forhend poskytuje mnohem více možností pro ovládnutí hry než bekhend, zároveň také bývá razantnějším úderem a rozsah pohybu při forhendu je větší. Proto profesionálnímu hráči dovoluje nátlakový forhend pokrýt až 80% dvorce.

2.2.1 Druhy forhendového úderového postavení

Postavení hráčů vůči míči můžeme rozdělit na neutrální, polootevřené (boční), zavřené a otevřené. Jaké postavení hráč zvolí, závisí na výšce odskoku míče, na typu hracího povrchu, na rychlosti míče a na času, který je potřeba k zaujetí úderového postavení. Volba postavení také závisí na zkušenostech hráče (Brown, 2004; Crespo et al., 2002).

Neutrální postavení je určené pouze pro začátečníky, poté se již nehraje. Dále *polotevřené (boční)* postavení je typické pro hráče, kteří hrají od základní čáry ofenzivní

hru. *Zavřené* postavení se nejčastěji využije v situacích, kdy chceme zahrát míč s dostatečnou přesností, ale bez razance, jelikož je zde nemožné vytočení boků a přenesení váhy do směru letu míče. Poslední *otevřené* postavení (viz obrázek č. 4) je z hlediska naší práce nejzajímavějším, jelikož bylo zahrnuto v praktické části, proto se o něm rozepíší o něco více (Bolletieri, 2001; Crespo et al., 2002).

- *Otevřené postavení při forhendovém úderu*



Obrázek č. 4 – Forhendový úder v otevřeném postavení (Roeter et al., 2004)

V tomto postavení jsou dolní končetiny paralelně se základní čarou a ramena jsou vytočena proti síti. Výhodou tohoto postavení je špatná předvídatelnost jeho hry protějším hráčem. Další výhodou je vysoká stabilita postavení, možnost dostatečné rotace rameny a boky a vyšší zrychlení rakety oproti ostatním postavením (Crespo et al., 2002; Schönborn, 2006).

Pohyby hráče před úderovým postavením jsou různé délky a rychlosti. Avšak poslední tzv. úderový krok bývá zpravidla delší, než je šířka ramen. Tímto krokem se zvětší podpůrná plocha hráče a hráč tak dosáhne větší stability a lepší výchozí pozice pro odehrání míče. Různorodost jednotlivých kroků se neodvíjí jen od jednotlivých herních technik hráče, ale především od různých druhů povrchů. Na antuce je většinou tzv. úderový krok proveden *skluzem*, což hráči ušetří pár kroků oproti pevnému povrchu, např. betonu, kde hráči musí precizně načasovat kroky až do doby odehrání míče (Bolletieri, 2001; Rineberg, 2004; Uzu et al, 2009).

Úderová postavení jsou dána věkem, herní úrovní a povrchem, nicméně Schönborn (2006) tvrdí, že 90% odehraných forhendů u profesionálních hráčů je právě

z otevřeného postavení. K tomu se přiklání i Stare et. al. (2015), který zastává názor, že profesionální hráči mají více ofenzivní postavení než rekreační hráči, tudíž je pro ně otevřené postavení výhodnější. Dále Reid et al. (2013) popisuje procentuální zastoupení otevřeného a zavřeného forhendu mezi Rodgerem Federerem (RF) a Alejandrem Fallou (AF) při jednom setu odehraném na antuce (French Open) a trávě (Wimbledon). Dle výsledku oba hráči nejčastěji hráli forhend v otevřeném postavení. Procentuální zastoupení RF na antuce bylo 77% a na trávě 78%. U AF pak bylo procentuální zastoupení na antuce 72% a na trávě jen 34%.

Procentuální úspěšnost a přesnost v otevřeném a zavřeném postavení při forhendu zkoumal také Muhamad (2016), tentokrát ale u středně pokročilých hráčů (n = 62). Procentuální výsledky úspěšnosti odehraného úderu pro skupinu, která hrála z otevřeného postavení, bylo pro ženy (32,49%), pro muže (49,31%). Druhá skupina, která hrála ze zavřeného postavení, byla procentuálně úspěšnější. Ženy byly úspěšné ze 40,10% a muži z 53,95 %. Celkově byly v odehrání forhendového úderu procentuálně úspěšnější muži než ženy. Z výsledků plyne, že u neprofesionálních hráčů je výhodnější hrát častěji ze zavřeného forhendové postavení. Výsledky jsou zajímavé pro trenéry a hráče k zamyšlení, ale nelze je objektivizovat na všechny hráče a na každou hru, jelikož jaké postavení hráč zaujme, záleží na mnoha dalších faktorech, jako jsou povrch, rychlost míče, psychika hráče, schopnost orientace a fyzická kondice hráče.

2.2.2 Kineziologie forhendového úderu v otevřeném postavení

Tenisové údery jsou typickým příkladem balistického pohybu, mezi které dle Véleho (2006) patří právě úder. Při úderech se jedná o použití síly rázovým mechanismem, kde podstatou je krátkodobý intenzivní dopad síly na objekt, který se v případě tenisu pohybuje. Výsledek úderu závisí nejen na síle svalů končetin provádějících pohyb, ale pohyb musí při úderu vycházet ze stabilizované báze a musí být proveden rychle a s velikou silou. Dále je v tenise při úderu na pohybující se objekt (míč) nutná schopnost odhadu směru a intenzity pohybu, což vyžaduje optickou kontrolu a především řídicí a analyzující funkci CNS. Jedná se o velmi rychlý pohyb spouštěný jako určitý pohybový vzor, kde průběžné řízení je již nemožné a jeho provedení závisí na použitém programu, který je vybírán dopředu. Z toho důvodu musí mít každý úspěšný hráč velkou zásobu hotových pohybových vzorů, které získá cvičením, a ze kterých musí velmi rychle vybrat bez možnosti korekce (Véle, 2006).

Forhend jako úder lze z technického hlediska rozdělit do tří fází (viz obrázek č. 5). První je fáze přípravná a nápřah. Druhá je fáze úderová (švihová) a kontakt s míčem. Třetí je fáze protažení úderu (Crespo et al., 2002; Grosser et al., 2008). Ve všech fázích dochází k zapojení jednotlivých svalových partií, které se v průběhu pohybu neustále mění. Celý pohyb, nejen forhendový úder, vychází z dolních končetin, následuje pohyb trupu, dále pohyb paže a následně pohyb zápěstí (Hoskins – Burneyová et al., 2015; Cheluwe et al., 1986; Ivančević et al., 2008).

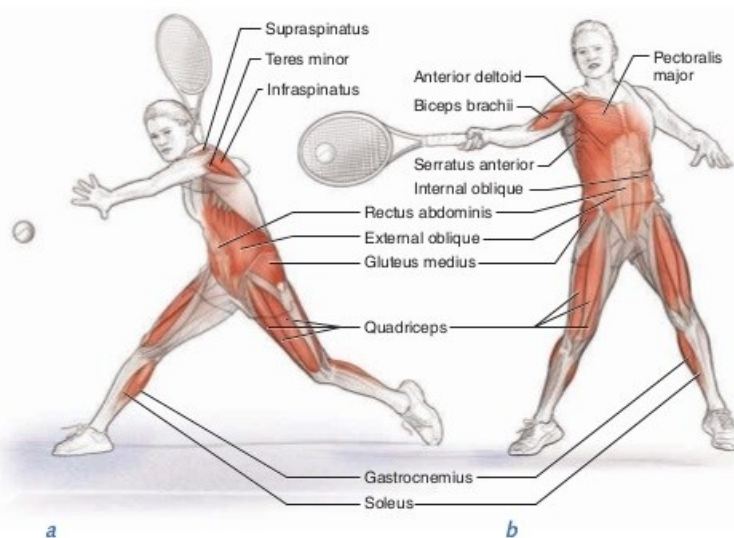
Otevřené forhendové postavení začíná ze *základního postavení* (obvykle za základní čárou ve středu hřiště). V tomto postavení je hráč natočen směrem vpřed k síti, horní končetiny má připravené i s raketou před tělem, boky jsou rovnoběžně se sítí, v jedné linii s trupem, dolní končetiny jsou v mírné flexi a široce, ale pohodlně rozkročené ve stabilní poloze. Hráč je v této chvíli váhou více na špičkách, popřípadě provádí malé korigující kroky. Zde jsou nejvíce zapojeny posturální svaly, např.: paravertebrální svaly, m. gluteus maximus, minimus a medius, m. quadriceps femoris (hlavně m. rectus femoris), m. triceps surae a ischiokrurální svaly. Jakmile soupeř zasahuje míč, hráč provede split-step s dopadem na zem, při kterém bude noha na straně letícího míče vytočena do zevní rotace v kyčelním kloubu a připravena vyběhnout do strany dráhy odehraného míče (Muhamad, 2016; Tuesdea et al., 2016).

Samotná úderová fáze, kdy se hráč přiblížil posledním, úderovým krokem k míči, začíná tzv. *přípravnou fází a nápřahem*. Všechny níže popsané fáze jsou pro pravostranné hráče. Pro levostranné hráče by to bylo zrcadlově na druhé straně kurtu. Při úderu na pravé straně hřiště začíná tato fáze vykročením pravé dolní končetiny. Na impuls zevní rotace v kyčelním kloubu pravé dolní končetiny navazuje rotace pánve a ramen a přenesení váhy na vnější nohu, tedy pravou. Levá noha je mírně před pravou a tím může dojít ke správné rotaci těla. Ramena a trup se otočí přibližně o 45 stupňů k pravé dolní končetině. Pravá horní končetina drží raketu a důsledkem rotace ramen se dostává za tělo, rameno je v abdukci a zevní rotaci. Loket je ve flexi a předloktí je v neutrálním postavení. Hlava rakety by měla být nad úrovní loketního kloubu. Levá horní končetina se tváří sice jen jako dopomocná, protože se dostává před tělo hráče a „ukazuje“ na míč, ale v zásadě se podílí spolu s téměř veškerým kosterním svalstvem na průběžném vytváření posturálních podmínek pro realizaci každého dílčího pohybu tenisty (Hoskins – Burneyová et al., 2015; Muhamad, 2016; Teusdea et al., 2016).

Druhou fází, je fáze *švihová*. Pohyb začíná z pravé dolní končetiny, na kterou je přenesena váha a zároveň dochází k extenzi v pravém loketním kloubu, addukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, kdy se hlava rakety dostává níže pod úroveň loketního kloubu a směřuje zespoda nahoru dopředu proti míči. Na pravé dolní končetině dochází k plantární flexi a vnitřní rotaci v talokrurálním kloubu, které jsou způsobené m. triceps surae a mm. peroneí. Zároveň dochází k extenzi v kolenním kloubu aktivací m. quadriceps femoris, m. gluteus maximus a m. tensor fascia latae, zároveň se současnou vnitřní rotací aktivací m. semitendinosus a m. semimembranosus. Levá dolní končetina se také dostává do extenze v kolenním kloubu, ale s vnější rotací aktivací m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Následuje extenze a addukce v kyčelním kloubu především aktivací m. gluteus maximus a mm. adductores. Oblast trupu se také napřimuje, dochází k extenzi aktivací hlubokými svaly zad (všechny systémy), dále lateroflexi aktivací m. quadratus lumborum a rotaci pomocí m. obliquus abdominis (extensus i internus). Pravý ramenní kloub, který byl v abdukci a zevní rotaci, aktivací především m. deltoideus a m. supraspinatus, navazuje nyní ventrální flexe s vnitřní rotací a to aktivací m. deltoideus pars clavicularis, m. coracobrachialis, m. subscapularis, m. teres major a m. serratus anterior, který vykonává především stabilizační funkci a fixuje lopatku k hrudníku. Úder míče by měl probíhat před tělem a celá horní končetina by měla být zpevněná, aby nedošlo k „zvrtnutí“ plochy rakety při nárazu míče (Crespo et al., 2002; Hoskins – Burneyová, et al., 2015; Cheluwe et al., 1986 Ivančevič et al., 2008; Muhamad, 2016; Teusdea et al., 2016).

Poslední fází je *protážení úderu*. Tato fáze je velice individuální. Je to vlastně dokončení švihové fáze, kdy po zásahu míče raketou paže pokračuje vpřed, aktivuje se m. deltoideus, pars clavicularis a posouvá paži až do ventrální flexe s horizontální addukcí, dále m. teres major, který udržuje paži ve vnitřní rotaci. Po zásahu míče dochází k flexi a mírné supinaci v loketním kloubu aktivací m. biceps brachii, caput longum, který zároveň působí jako synergista při ventrální flexi v pletenci ramenním. Toto následné protážení úderu poskytuje pravé horní končetině prostor ke zpomalení, aniž by hrozilo poranění horní končetiny. Tomuto brzdnému pohybu proti setrvačnosti dopomáhají svojí aktivací m. triceps brachii, caput longum společně s m. deltoideus, pars scapularis, čímž dochází i k zajištění hlavice ramenního kloubu v jamce. Dolní končetiny končí většinou rovnoběžně a váha těla je opět na obou končetinách přibližně

stejná (Hoskins – Burneyová et al., 2015; Cheluwe et al., 1986 Ivančević et al., 2008; Muhamad, 2016; Teusdea et al., 2016).



Obrázek č. 5 – Fáze forhendového úderu v otevřeném postavení s vyobrazenými svaly (Roeter et al., 2011)

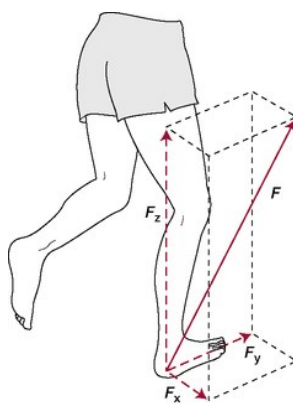
2.2.3 Biomechanika forhendového úderu

Biomechanické principy mají umožnit posouzení účelnosti pohybů. Mezi hlavní, které lze aplikovat na techniku forhendového úderu, patří dle Crespo et al. (2002) rovnováha, reakční síla, hybnost, elastická energie a koordinační řetězec.

Pro co nejefektivnější využití síly při forhendu je zapotřebí správně aktivovat koordinační řetězec, kterým označujeme zapojování jednotlivých segmentů těla ve správném časovém sledu a tím umožnit účinné odehrání míče. Při forhendovém úderu zapojení segmentů těla v koordinačním řetězci začíná od dolních končetin, přes boky, trup, paže, rameno, loket a končí na zápěstí hrající končetiny (Elliott, 2005). Pro správné zaktivování koordinačního řetězce je mimo jiné důležitá rovnováha, což je schopnost udržet dynamicky nebo staticky rovnovážný stav. Stěžejní pro správné odehrání forhendu je schopnost udržet své tělo stále v přímé linii, kterou znázorňuje vertikální osa probíhající od hlavy k zemi. Toto postavení těla pak umožňuje nejideálnější působení lineárního i úhlového momentu hybnosti při forhendovém úderu, a tím zahrání co nejúčinnějšího úderu. Hybnost lze vyjádřit jako součin hmotnosti tělesa a jeho rychlosti. Rozlišujeme hybnost lineární, tedy hybnost působící po přímé dráze a hybnost úhlovou působící po kruhové dráze. Oba typy hybnosti se využívají

dohromady při forhendovém úderu, avšak dle typu úderového postavení převažuje určitý typ hybnosti. Lineární hybnost se více využívá při zavřeném úderovém postavení. Příkladem může být přenesení váhy těla ve směru forhendového úderu ze zadní dolní končetiny na přední dolní končetinu, čímž hráč přispívá k rychlosti hlavy rakety a síle celého forhendu. Naopak hybnost úhlová je více využita při otevřeném forhendovém postavení, kde hráč využívá rotaci trupu, stejně tak jako rotaci dolních a horních končetin, což opět přispívá k rychlosti hlavy rakety a síle celého forhendu. K vyvinutí větší síly při forhendovém úderu také hráči využívají princip elastické energie. Elastickou energií se rozumí energie vzniklá ve svalech a šlachách v důsledku předchozího excentrického napnutí svalu. Napjaté svaly a šlachy akumulují energii a tu hráči využívají v přípravné fázi forhendového úderu k vyvinutí větší síly (Crespo et al., 2002).

Se správným provedením forhendového úderu souvisí i pohyb po kurtu a práce dolních končetin. Při samotném pohybu při tenisovém zápase dopadne noha na zem několiksetkrát více než při obyčejném vytrvalostním běhu na 1 km. Při tomto dopadu jsou na chodidlo vyvíjeny reakční síly. Tyto síly mají tři složky: složku vertikální [F_z], mediolaterální [F_x] a antero-posteriorní [F_y] (viz obrázek č. 6).

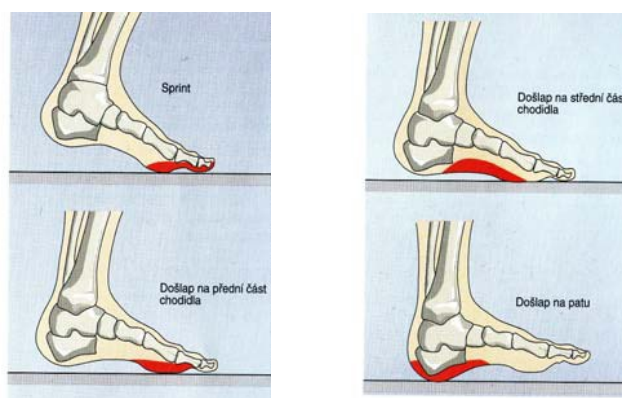


Obrázek č. 6 – Reakční síly podložky (F_x , F_y , F_z , 2009)

Vertikální složka dosahuje zpravidla nejvyšších hodnot, které se často blíží dvou až tří násobkům hmotnosti těla. Vysoké vertikální zatížení je často dáváno do souvislosti se vznikem zranění, např. se vznikem únavových zlomenin, patelofemorálního syndromu nebo plantární fascitidy (Pohl et al., 2009). Průběh síly se vynášší do grafu v závislosti na čase. Při popisování tohoto grafu se často zmiňuje také

„impact peak“, což je vrchol dané křivky, vznikající při prudkém nárůstu nárazové síly (Cavanagh, 1990).

Jelikož reakční síly jsou síly vyvolané při kontaktu chodidla s podložkou, jejich velikost úzce souvisí s typem dopadu a polohou jednotlivých segmentů těla. Rozlišujeme tři základní typy dopadu a to na patu (rear-foot/heel strike), na střed nohy (mid-foot strike) a na předonoží (foot-foot strike) (Lieberman et al., 2010). Wöllzenmüller (2006) rozlišuje ještě dopad na palec společně s prsty (viz obrázek č. 7).



Obrázek č. 7 - Dopad na různé části chodidla (Wöllzenmüller, 2006)

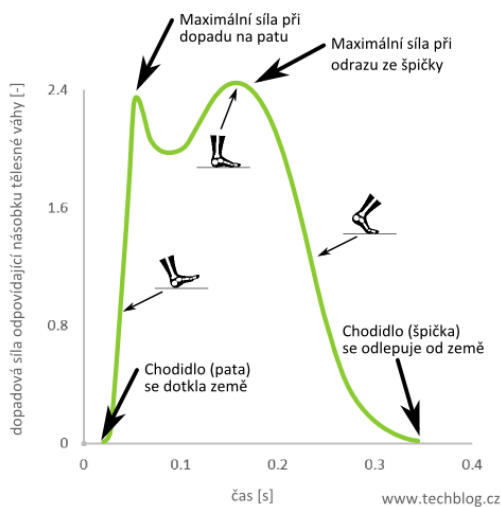
Při dopadu na patu jsou relativně vysoké reakční síly. Mohou být až trojnásobkem naší tíhy. Pokud naopak běžec využívá dopadu na přední část nohy, tělesná tíha se rovnoměrně rozprostře na větší plochu, nedochází k prudkému nárazu a chodidlo je tak méně zatěžováno. V tomto případě mohou být reakční síly až třikrát menší oproti dopadu na patu (Lieberman et al., 2010; Wöllzenmüller, 2006).

Se způsobem dopadu úzce souvisí také postavení hlezenního a kolenního kloubu při iniciálním kontaktu nohy se zemí. Jak již víme, při dopadu nohy na podložku vznikají reakční síly, které se vrací zpět. I když lidské tělo disponuje různými způsoby, jak tyto síly tlumit, a to flexí kolenního kloubu, pronací v subtalárním kloubu, pasivními strukturami jako např. meziobratlovými disky nebo hyalinními chrupavkami, přesto jsou právě ony, reakční síly, často spojovány se vznikem zranění (Murphy et al., 2013). Jedním ze způsobů tlumení reakčních sil při běhu je flexe v kolenním kloubu, popřípadě plantární flexe v kloubu hlezenním, neboť snižuje celkovou tuhost segmentu (Cavanagh, 1990).

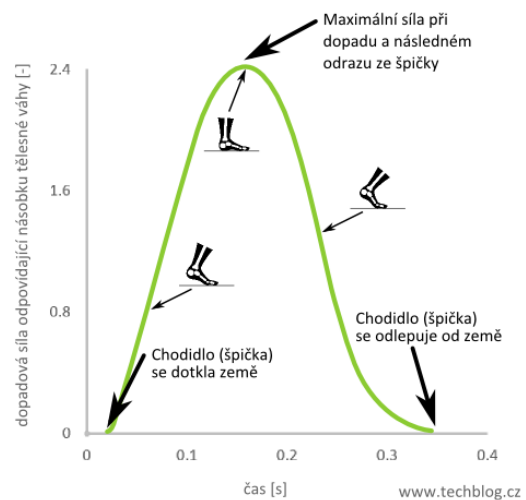
- *Znázornění a porovnání dopadu na špičku a na patu pomocí grafu*

Dopad na patu je znázorněn na obrázku č. 8. Při iniciálním kontaktu zaznamenáme jeden ostrý vrchol s maximálními hodnotami síly, který znázorňuje pohlcení dopadové energie patou, potažmo botou. Druhý, mírnější vrchol znázorňuje sílu odrazu (Šrubař, 2015).

Naopak dopad na špičku je znázorněn na obrázku č. 9. Dopad na špičku nezahrnuje ostré peaky, jako je tomu při dopadu na patu. Způsob dopadu přes špičku je plynulého charakteru, jelikož dopadová síla plynule přejde do odrazové síly (Šrubař, 2015).



Obrázek č. 8 – Znázornění křivky sil v čase při dopadu na patu (Šrubař, 2015)



Obrázek č. 9 – Znázornění křivky sil v čase při dopadu na špičku (Šrubař, 2015)

Běh je stěžejním pohybem také pro tenisty. Ovšem je to běh na určitém typu povrchu, který hráči dovoluje jiné pohybové stereotypy. Je známo, že tenisté na antuce využívají skluzu, kdežto pevné povrchy toto neumožňují, a proto právě v závislosti na typu povrchu se dopad na plosku nohy může lišit. Z tohoto důvodu jsem v experimentální části mé práce přiblížila vliv typu hracího povrchu na rozložení silového zatížení na plosce nohy při dopadu.

2.3 Přehled zranění pohybového aparátu v tenise

Většina tenisových zranění se podobá těm, se kterými se potýkají atleti, běžci atd., avšak kvůli typickým pohybům, jako je střídání rychlého startu a zastavení a střídání rychlých změn směrů ze strany na stranu, je zde mnohem větší zátěž na anatomické struktury dolní končetiny, potažmo celého těla, než tomu bývá v ostatních sportech. To vysvětluje poměrně větší výskyt problémů se strukturami jako např. plantární fascie, Achillova šlacha, šlacha m. flexor hallucis longus a m. tibialis posterior, hlavičky metatarzů a dále problémy s hlezenními a kolenními klouby (Bylak et al., 1998; Girard et al., 2007; Renström, 2006).

Existuje mnoho studií zkoumajících vznik, četnost či charakter zranění z různých úhlů pohledu. Většina autorů se shoduje, že nejvíce zranění či problémů s pohybovým aparátem hráčů tenisu je na dolních končetinách (Pluim et al., 2006; Sallis et al., 2001; Renström, 2002; Colberg et al., 2016; Silva et al., 2002, Ellenbecker et al., 2009).

Pluim et al. (2006) ve své práci analyzoval 114 již vydaných studií o výskytu zranění v tenise. Zranění byla různorodá, avšak akutní zranění byla častější než chronická. Zároveň se akutní zranění vyskytovala více na dolních končetinách, kdežto chronická na horních končetinách.

Colberg et al (2016) ve své studii popsali výskyt zranění u 1176 profesionálních trenérů tenisu, kteří jsou členy USPTA (The United States Professional Tennis Association). Většina zúčastněných trenérů trénuje více než 5 dní v týdnu a více než 2h denně. Prevalence výskytu zranění kosterně-svalového aparátu mezi trenéry byla 42%. Nejvíce postižené oblasti zraněními byly dolní končetiny (43% ze všech zranění), dále horní končetiny (37% ze všech zranění). Nejčastěji poraněnou anatomickou strukturou byly svaly a šlachy (36% ze všech zranění), dále klouby a vazy (28% ze všech zranění).

Existují však i studie popisující vyšší výskyt zranění na horních končetinách, např. studie 256 indických profesionálních hráčů tenisu od Kachanathu et al. (2014), která uvádí jako nejčastěji zraněnou oblast loket (12 zranění), dále zápěstí (9 zranění) a až na třetím místě kotník (7 zranění). Dále následovalo rameno (4 zranění), koleno (3 zranění), stehno (2 zranění) a lýtko (2 zranění). Všech těchto 39 zranění bylo za jeden rok u 35 hráčů tenisu z 256 zkoumaných.

Mimo níže rozepsaná onemocnění tenisté často trpí namoženými či nataženými svaly na dolních končetinách, právě kvůli rychlým změnám směrů pohybu a skluzům na hřišti. Třemi nejběžnějšími oblastmi jsou m. gastrocnemius a m. soleus, dále „hamstringy“ a vnitřní strana stehna, nejvíce v oblasti třísel (Pluim et al., 2006).

2.3.1 Poranění hlezenního kloubu

Mezi nejčastější úrazy dolní končetiny v tenise patří poranění hlezenního kloubu, potažmo výron kotníku (Abrams et al., 2012; Pluim et al., 2006). Ten je většinou způsoben větším zatížením laterální strany chodidla při postavení hlezenního kloubu v plantární flexi a inverzi. S tímto tvrzením souhlasí i Fong et al. (2012), který ve své studii zkoumal mechanismus vzniku pěti reálných výronů hlezenního kloubu u tenistů pomocí video záznamů z televize. Výsledky zahrnovaly rozdílné povrchy a rozdílné situace vzniku úrazu, proto se stupeň vnitřní rotace v kolenním kloubu a inverze i everze v hlezenním kloubu při vzniku úrazu lišily. I přesto z těchto 5 případů plyne jakýsi vzor nejčastějšího vzniku výronu hlezenního kloubu, a to při vnitřní rotaci v kolenním kloubu a inverzi v neutrální poloze mezi plantární a dorzální flexí v hlezenním kloubu. Renström et al. (1998) také uvádí, že nejběžnější mechanismus poškození hlezna je ve směru plantární flexe a inverze, kde nejdříve dojde k poškození ligamenta talofibulare anterius v 65% a je následováno rupturou anterolaterální části kloubního pouzdra (Kolář, 2009).

2.3.2 Poranění kolenního kloubu

Problémy s kolenními klouby jsou v tenise velice běžnou záležitostí. Mezi nejčastější patří poranění předního zkříženého vazů (LCA), mediálního menisku či patelofemorální syndrom (Abrams et al., 2012; Bylak et al., 1998; Renström, 2002).

Patelofemorální syndrom můžeme definovat jako svalovou dysbalanci, bolest, instabilitu v oblasti extenzorového aparátu kolene, ale zároveň může jít i o zánět. Přesná etiologie není známá, ale příčiny vzniku se nejvíce připisují ke zvětšení Q úhlu, což je úhel mezi šlachou m. quadriceps femoris a ligamentum patellae. Většinou jde o tupou bolest pod patelou při dlouhodobém zatěžování a zároveň zvýšené flexi v kolenním kloubu (Abrams et al., 2012; Stefanyshyn et al., 2006). Obecně platí, že čím je koleno více ve flexi, tím větší je síla, která tlačí na česku proti přední ploše femuru a je zde

větší riziko poškození pately. Tyto situace jsou typické spíše pro pevné povrchy než antuku (Stefanyshyn et al., 2006).

Dalším důležitým útvarem, velmi potřebným, avšak namáhaným, jsou menisky. Jsou tvořeny vazivovou chrupavkou a slouží ke zvětšení styčné plochy femuru a tibie. Jejich funkcí je také absorbování síly při nárazu či dopadu. Poranění menisku je často výsledkem střížného a tlakového napětí při flexi a vnitřní rotaci kolene, kdy koleno nezvládne odolat rotačním či twistovým pohybům. V tenise patří rotační pohyby k jedněm z nejčastějších, proto je zde vysoké riziko poranění kolenního kloubu (Kolář, 2009; McDermott, 2006).

Kolenní kloub vyplňují dva zkřížené vazy, přední zkřížený vaz a zadní zkřížený vaz, které dohromady slouží jako stabilizátory kolene. Nejčastěji dochází k poškození LCA. K jeho maximálnímu napětí dochází ve vnitřní rotaci při flexi kolene 0 – 15 stupňů, dále pak nad 40 stupňů (Yu et al., 2007). Mechanismy vzniku LCA zranění vycházejí ze zátěže kolenního kloubu ve všech třech rovinách (Shimokochi et al., 2008). Tento závěr je v souladu s Quatman et al. (2010), kteří uvádějí, že dokonce až 82% navrhovaných mechanismů vzniku zranění LCA zahrnuje pohyb ve všech rovinách, tzn. sagitálních, frontálních a transverzálních. Poranění LCA vzniká nejčastěji během sportovních pohybů, jako jsou odrazy, doskoky, pohyby se změnou směru do stran či rychlé pohyby po obratu o 180°. K maximální zátěži LCA dochází buď krátce po počátečním kontaktu s podložkou (17 – 60 ms) nebo v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (do 30° flexe). V tenise riziko úrazu LCA souvisí mimo jiné s mechanickými vlastnostmi různých druhů povrchů, jelikož se s povrchem často mění i rozsah flexe v kolenních kloubech (Schimokoci et al., 2008).

2.3.3 Problémy v oblasti nohy

Mezi nejčastější zranění nohy při tenise patří tzv. „tenisový palec“, dále plantární fascitida (ostruha patní), zánět achilovy šlachy a metatarzalgie (Kibler et al., 2005; Pluim et al., 2006).

„Tenisový palec“ je poranění palce, popřípadě druhého prstu, které vznikne opakovaným nátlakem nohy do přední části boty, což je často právě při rychlém zastavení a změně směru. Povrch kurtu a vhodná obuv mají veliký podíl na určení síly, kterou přední část nohy narazí do boty. Onemocnění je velice bolestivé, jelikož pod

nehtem palce vznikne hematoma, který vede k poranění nehtového lůžka. Odstranění hematoma je často řešeno chirurgicky (Damm et al., 2014; Kibler et al., 2005).

Plantární fascitida se řadí k běžným muskuloskeletálním onemocněním. Jedná se o mikrotraumatizaci plantární fascie z přetížení či její zánět. Nedávné studie však poukázaly, že i když slovo fascitida obsahuje zánět, tak se při plantární fascitidě jedná spíše o nezápálivý, degenerativní proces, kterému by příslušel spíše termín fasciíza (Aldridge, 2004; Ayub et al., 2005; Buchbinder et al., 2002; Pavelka et al., 2003). Onemocnění se projevuje bolestivostí pat, především ihned po postavení, dále při pasivním natažení plantární fascie, při extenzi prstů a palce. Maximální bolestivost je v místě úponu fascie na mediální výběžek calcaneární hrbolku. Příčiny plantární fascitidy mohou být zapříčiněny přetížením či jinými biomechanickými faktory. Špatná obuv při běhu, biomechanické abnormality postihující dolní končetinu (např. pes planus či equinozní postavení hlezenního kloubu), dále větší zatěžování nohy v pronačním postavení hlezenního kloubu a běh na tvrdém povrchu, mohou k tomuto onemocnění jen přispět (Ayub et al., 2005; Kibler et al., 2005; Middleton, 1992).

2.3.4 Tenisové povrchy a zranění

Existují také studie, které se zabývají četností úrazů dle druhu tenisového povrchu (Nigg et al., 1988; Martin et al., 2016). Nigg et al. (1988) porovnával během dvou let u 2 841 tenisových hráčů četnost zranění na 6 površích (antuka, syntetický písek, syntetické povrchy, asfalt, koberec a beton). Z výzkumu vyplynulo, že antuka a syntetický písek byly povrchy s nejmenším počtem výskytu zranění, naopak na koberci a betonu se prokázal až 8x vyšší výskyt zranění než na antuce. Studie neposkytuje druhy zranění na jednotlivých površích, nicméně vyšší četnost zranění na betonu se přikládá vlivu tření na daném povrchu, jelikož na betonu je tření mnohem větší než na antuce. Dragoo et al. (2010) také souhlasí s výsledkem, že na pevném povrchu je četnost zranění vyšší než na površích, které dovolují skluz, tzn. na antuce.

Hjem et al. (2012) také potvrdil, že vyšší četnost zranění je na pevném povrchu (56%) než na antuce (38%). Ovšem ze všech prodělaných tréninků hráči trénovali ze 70% na tvrdém povrchu, kdežto z pouhých 30% na antuce, proto četnost zranění není v této studii statisticky tolik významná. Ze studie také vyplývá, že z 55 zkoumaných juniorských hráčů tenisu během dvou let bylo nejvíce zranění na dolní končetině (51%), oproti horní končetině a trupu, kde bylo jen (24%).

Senioři, kteří hráli většinu času na pevném povrchu, mají ve stáří více zdravotních problémů pohybového aparátu, především s kolenními klouby, než hráči, kteří hráli většinu svého života na antuce (Kulund et al., 1979).

Větší četnost zranění, která je pozorována na pevném povrchu je dle Dowling et al (2010) kvůli vyššímu zatížení na dolní končetiny a rychlejším pohybům, které tvrdé povrchy umožňují. Je zřejmé, že poranění dolních končetin je v tenise velmi časté, především pak kolenních a hlezenních kloubů, popřípadě plosky nohy (Pluim, 2006; Abrams et al., 2012). Rizikovými faktory pro dolní končetiny z hlediska vzniku zranění jsou vlastnosti povrchů, zejména pak tření či působící reakční síly (Nigg et al., 1988; Damm et al., 2014; Stilles et al., 2006; Maquirriain, 2013).

2.4 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie (podografie) je vyšetřovací metoda, která nám umožňuje měřit plantární tlaky, dále sílu, kontaktní čas a plochu pod ploskou nohy při chůzi a při různých modifikacích stoje či běhu. Tlakové rozložení je měřeno pomocí tlakové plošiny, která může mít více podob, např. dynamický pás nebo vložky do bot. Celé měření probíhá v určitém čase, při kterém dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů, a proto mluvíme o dynamické plantografii (Bartlett, 2007; Vařeka et al., 2009).

V rámci dynamické plantografie se hodnotí mnoho parametrů, které se vztahují nejen k plosce samotné, např. k tvaru mediálního klenutí, ale i k obrazu celkové postury. Mezi základní parametry řadíme CoP (z aj. centre of pressure), což je bod či místo působení vektoru vertikálních reakčních sil podložky. Polohu CoP lze vypočítat jako vážený průměr všech tlakových sil, kterými působí tělo na podložku v místě vzájemného kontaktu (Winter, 1995). Dalším parametrem je COG (z aj. centre of gravity), který představuje vertikální projekci těžiště těla do podložky. COM (z aj. centre of mass), resp. těžiště těla při bipedálním stoji a chůzi je uloženo v oblasti malé pánve a to těsně před druhým sakrálním obratlem. Z hlediska dynamické plantografie se pro měření parametrů při chůzi či sportu využívá zejména parametr CoP a jeho průběh během odvinu planty ať už na měřících plošinách či pomocí speciálních stélek do bot (De Cock et al., 2008).

Dynamická plantografie nachází široké uplatnění jak v rámci výzkumu spojeného s lokomocí (chůze, běh a jejich modifikace), tak také v lékařské oblasti (ortopedie, neurologie, sportovní medicína atd.). S tím se pojí i využití v obuvnickém průmyslu na výrobu speciálních ortopedických bot či jen vložek do bot (Bartlett, 2007).

Systémy využívané v dynamické plantografii se liší především softwarem a technickými parametry, přičemž v České republice máme k dispozici: *Footscan* (RSScan International), *Baropodometr* (Diagnostic Support), *Emed* (Novel) a tlakové vložky do bot *Pedar-X* (Novel), které jsou modifikací systému *Emed* (Vařeka, 2009). Mimo technické parametry a odlišné softwary se liší také oblastí využití, jelikož tlakové vložky do bot (*Pedar*) se využívají více ve sportovní medicíně a outdoorových aktivitách a tlakové plošiny (*Footscan*, *Emed*) se naopak více využijí v laboratorních podmínkách či v rehabilitaci (Bartlett, 2007).

2.4.1 Systém Pedar-X

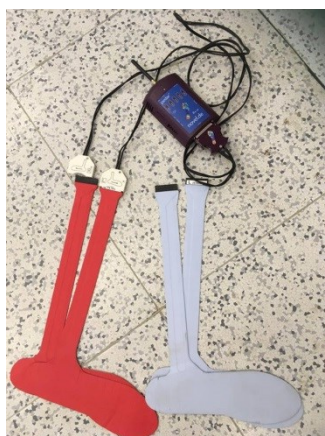
Tento tlakoměrný systém od společnosti Novel, který jsem si vybrala pro svoji experimentální část diplomové práce, slouží k detekci a vyhodnocení plantárního tlaku (kPa), síly (N), kontaktní plochy (cm²) a kontaktního času (ms) mezi chodidlem a podložkou při oporové fázi chůze či běhu.

Tlakoměrná stélka, může být s počítačem spojena skrze systém Bluetooth pomocí optických vláken z USB kabelu nebo se data nahrávají na SD kartu v měřicím sběrném zařízení *Pedar-X* a pak se přetáhnou jen do počítače. Další výhodou těchto stélek a jejich propojení s počítačem je okamžité využití dat jak pro kontrolu funkčnosti systému, tak pro případnou korekci měření dané činnosti, jelikož je možné záznam vždy hned sledovat na počítači (Novel electronics incorporated, 2012).

2.4.1.1 Technické parametry

Měřicí sběrné zařízení je box o velikosti 150 X 100 X 40 mm s pamětí 2GB, který zprostředkovává celé měření (viz obrázek č. 17). Tento box je napájen baterií NiMH, která vydrží až 4,5h bez vypnutí. Váha celého sběrného zařízení je 360g. Box je pomocí kabelů napojen na stélky, které se vkládají do bot. Dále k propojení a odesílání dat ze sběrného zařízení se využívá mimo jiné technologie Bluetooth, což v reálném čase umožňuje hrubou analýzu a kontrolu správnosti měření. Bezkonkurenční výhodou bezdrátového propojení je však mobilita měřeného jedince, proto je tento přístroj často využíván při různých sportovních aktivitách.

Z hlediska charakteristiky používaných tlakoměrných stélek (viz obrázek č. 10) je třeba zmínit, že se ve stélce nachází 99 samostatných senzorických ploch, které odesílají data o průběhu měřených hodnot v dané oblasti. Tloušťka stélek je 1,9 mm. Stélky jsou v různých velikostech 22 až 49 (evropské číslování). Já jsem pro svoji experimentální část měla k dispozici pouze 5 velikostí: 38/39 – 46/47 (evropské číslování), ze kterých si probandi vybrali tu nejvhodnější do jejich bot. Stélky v závislosti na velikosti, mají i různou šířku, tudíž je možné je aplikovat do jakékoli sportovní či běžecké obuvi. Pokud stélky nepadnou do boty úplně dokonale, výrobce udává, že při ohnutí stélek by změna tlaku neměla být větší než 20 kPa, což je téměř zanedbatelná hodnota. Pomocí přístroje Pedar-X je možno ze stélek zachytit hodnoty v rozsahu nastavitelné frekvence 50 – 100Hz (Novel gmbh, 2008).



Obrázek č. 10 – Měřicí sběrné zařízení Pedar X a tlakoměrné stélky značky Novel (foto: autor textu, 2017)

Program Pedar-X jak uvádí jeho firma Novel, umožňuje také:

- 2D a 3D online zobrazení tlaku
- 2D a 3D zobrazení maximálního tlaku
- Izobarická zobrazení tlaku
- Číselné zobrazení tlaku
- Animace jednotlivých částí oporové fáze
- Možnost výběru a zobrazení jednoho nebo několika kroků
- Časovou analýzu kroků (délka trvání oporové a letové fáze)
- Zobrazení centra tlaku a jeho dynamiky

- Zobrazení maximálního tlaku, síly a kontaktní plochy v závislosti na čase (Novel Electronics incorporated, 2012)

Dle společnosti Novel jde systém Pedar-X díky své univerzálnosti použít pro celou řadu výzkumů. Příkladem může být výzkum a vývoj obuvi či ortotických pomůcek, dále kinetická analýza pohybu, dlouhodobé sledování vlivu zátěže například u sportovců a obecně v jakémkoliv sportu dle potřeby (Novel gmbh, 2008).

Jak jsem výše uvedla, přístroj měří silové zatížení v 99 samostatných senzoričkových plochách se zobrazením tlaků (kPa), sil (N) a kontaktních ploch (cm²) v závislosti na čase. Ve své diplomové práci jsem k vyhodnocení svého experimentu použila právě parametr síly (N), jelikož na rozdíl od tlaku není závislou veličinou.

2.4.2 Využití měřícího zařízení Pedaru-X v tenise

Tenis je jedním z nejpobulárnějších světových sportů. Oproti ostatním sportům, má jednu nevýhodu a to různé hrací povrchy. Dokonce i nejznámější čtyři světové, Grandslamové, turnaje se hrají každý na jiném povrchu. Existuje mnoho studií, které poukazují na vliv hracího povrchu na odskok a rychlost míče a tím na styl hry na daném povrchu ve smyslu celkové hrací doby, pauzy mezi jednotlivými odehranými míči či uběhnutou vzdálenost k odehrání míče. Dále má povrch vliv také na psychiku, únavu či pohybový stereotyp doběhu hráče k míči, s čímž se pojí i vliv povrchu na plosku nohy ve smyslu velikosti zatížení a reakčních sil, jakož i velikost kontaktní plochy nohy s podložkou atd. (Martin et al., 2016).

Vlivem tenisového hracího povrchu na zatížení plosky nohy se ve své studii zabýval Girard et al., (2007). Zatížení plosky nohy zkoumal na dvou různých površích (antuka a pevný povrch GreenSet) a při dvou tenisových herních situacích. První situací byl servis (SV) a druhou byla hra od základní čáry, což bylo provedení tzv. vějíře, tedy rychlé přesunutí na zadní lajně vějířovitě do osmi směrů s odehráním forhendu či backhendu (BA). V této studii autor rozdělil plosku nohy do 9 segmentů: mediální a laterální pata, mediální a laterální středonoží, mediální, centrální a laterální předonoží, palec a ostatní prsty. Měřeno bylo pomocí přístroje Pedar-X a hodnotily se parametry maximální síly (N) a kontaktního času (ms) nohy s povrchem, vždy jen pravé dolní končetiny (PDK). Při situaci BA bylo analyzováno 48 kroků PDK a při situaci SV bylo analyzováno 15 kroků PDK u každého probanda. Výsledky ukázaly signifikantní rozdíl v ohledu na celou plosku nohy v kontaktním čase, kde při BA hře byl kontaktní čas

delší na antuce než na pevném povrchu. Hodnoty průměrného času (v závorce budou vždy uvedeny směrodatné odchylky (SD) při BA byly na antuce 354 (72) ms vs. pevný povrch 272 (60) ms, $p < 0,001$. Průměrná síla v ohledu na celou plošku nohy byla signifikantně nižší při BA na antuce, kde byla 614 (73) N vs. pevný povrch 717 (133) N; $p < 0,05$. Pro jednotlivé regiony plošky nohy vyšla také signifikantně nižší průměrná síla na antuce oproti pevnému povrchu jak v oblasti palce, tak prstů při BA i SV hře. Při SV pro oblast palce byla na antuce 85 (35) N vs. pevný povrch 115 (39) N a v oblasti prstů byla na antuce 91 (28) N vs. pevný povrch 121 (36) N $p < 0,001$. Při BA v oblasti palce byla na antuce 84 (37) N vs. pevný povrch 108 (38) N a v oblasti prstů byla na antuce 84 (31) N vs. pevný povrch 116 (25) N, $p < 0,001$. Maximální síla u jednotlivých regionů nevyšla signifikantně rozdílná.

Podobnou studií na téma vliv tenisového povrchu na zatížení plošky nohy se zabýval také Eckl et al. (2011). Ovšem oproti Girard et al. (2007) zde byla ploška nohy rozdělena pouze do 4 regionů: pata, středonoží, předonoží a palec s prsty. Měření probíhalo také pomocí přístroje Pedar-X a analyzována byla jen PDK. Při obou situacích bylo vyhodnocováno 33 kroků PDK u každého probanda. Zkoumány byly opět dva rozdílné povrchy a to antuka a pevný povrch OptiCourt (dále jen pevný povrch), který má svoji svrchní část s příměsí křemičitého písku. Každý hráč měl své vlastní boty. Měření proběhlo ve dvou herních situacích, zaprvé hra od základní čáry, která se shoduje se situací, kterou uvedl Girard et al. (2007) a zadruhé deset forhendových úderů od základní čáry. Výsledky ukázaly signifikantní rozdíl v ohledu na celou plošku nohy v maximální síle, která byla menší na antuce pro hru od základní čáry a její hodnoty byly na antuce 964 (64) N a na pevném povrchu 1204 (134) N. Ohledně jednotlivých regionů vyšla signifikantně nižší průměrná síla v regionu paty na antuce oproti pevnému povrchu pro obě herní situace. Pro hru od základní čáry byly hodnoty průměrné síly na antuce 464 (30) N vs. pevný povrch 702 (77) N. Pro deset forhendových úderů byla průměrná síla na antuce 532 (70) N vs. pevný povrch 645 (70) N, $p < 0,05$. Tyto poslední výsledky ohledně předonoží nekorelují s výsledky Girard et al. (2007), jelikož v jeho studii vyšly hodnoty pro průměrnou sílu v oblasti předonoží vyšší na pevném povrchu než na antuce. Hodnoty pro maximální sílu neshledal statisticky významné.

Jedním z cílů studie Damm et al. (2014) bylo rovněž porovnat silové a tlakové zatížení na plošce nohy při dvou herních situacích na dvou různých površích. Opět se

jednalo o pevný povrch, GreenSet (dále jen pevný povrch) a antuku. Hráči měli na antuce boty na antuku a na pevný povrch boty určené na pevný povrch. Měřilo se pomocí přístroje Pedar-X. Chodidlo bylo rozděleno do 4 segmentů: pata, středonoží, předonoží, palec s prsty. Herní situace byly dvě, zaprvé forhendový úder u postranní čáry po odehrání backhandového úderu, tudíž hráč byl v časové tísní a druhým úderem byl forhendový úder opět po backhandovém úderu, ale míč byl odehraný z otevřeného postavení na střední čáře, tudíž měl hráč více času na zpracování míče. Autor uvádí, že hlavní vliv povrchu na změny parametrů na plosce nohy byl detekovatelný na maximálním tlaku, který byl nižší na antuce ve srovnání s pevným povrchem a to ve všech regionech. Maximální tlak na antuce vs. pevný povrch byl pro patu: 297,0 (127,8) kPa vs. 412 (108) kPa, středonoží: 173 (71,5) kPa vs. 226 (92,3) kPa, předonoží: 341 (108,6) kPa vs. 376 (111,3) kPa, prsty a palec 317,0 (106,8) kPa vs. 332,8 (73,9) kPa, $p < 0,05$. Tyto výsledky jsou jen pro první situaci, kde byl forhendový úder proveden u postranní čáry kurtu. Pro druhou situaci nebyly shledány významné rozdíly.

Tenis není hra jen o forhendových úderech, ale servis neboli podání, které započíná celou hru, je tudíž také velmi podstatnou součástí hry. Proto ani zkoumání vlivu povrchu na silové a tlakové zatížení plosky nohy při servisu v tenise nezůstalo pozadu. Girard et al. (2010) zkoumal vliv povrchu na zatížení plosky nohy v tenise na přední (levou) a zadní (pravou) dolní končetinu při servise. Měření bylo opět provedeno pomocí přístroje Pedar-X a noha byla rozdělena do 9 regionů: mediální a laterální pata, mediální a laterální středonoží, mediální, centrální a laterální předonoží, palec a ostatní prsty. Porovnávaly se dva povrchy, zaprvé to byla antuka a zadruhé pevný povrch GreenSet (dále jen pevný povrch). Výsledky ukázaly signifikantní rozdíl pouze nižšího průměrného tlaku na antuce než na pevném povrchu, v rámci celé zadní (pravé) nohy při servisu. Průměrný tlak při servisu byl na antuce: 123 (30) kPa vs. pevný povrch: 98 (26) kPa, $p < 0,05$.

Problematika distribuce tlaků a sil na plosce nohy není řešena jen v tenise, ale je otázkou i u jiných sportů, například u běhu. Běh stejně jako tenis je spojována nejčastěji s různými typy povrchů. Běžně dostupné povrchy pro běžce jsou mimo jiné asfalt, beton, syntetická guma a tráva. A právě těmito čtyřmi povrchy v návaznosti na zatížení plosky nohy se zabýval ve své studii Wang et al., (2012). Této studii se zúčastnilo patnáct rekreačních běžců, kde každý obdržel nové boty stejné značky. Běžci měli za úkol uběhnout trať dlouhou 30m na trávě, dále na betonu a na syntetické gumě. Vše při

rychlosti 3,8m/s. K měření byl použit přístroj Pedar-X. Výsledky ukázaly významně vyšší maximální tlak na betonu v porovnání s trávou na celé ploše nohy, kde hodnota na betonu byla 451 (96) kPa vs. tráva 401 (83) kPa. Zároveň byl také vyšší maximální tlak na betonu oproti trávě v regionu laterální strany středonoží, kde hodnota pro beton byla 175 (70) kPa vs. tráva 148 (52) kPa a také v laterální části předonoží, kde hodnota pro beton byla 290 (83) kPa vs. tráva 257 (70) kPa, $p < 0,01$.

Porovnáním betonu a trávy jako běžeckých povrchů se zabýval i Hong et al. (2012), který ovšem porovnával tyto dva povrchy oproti běhacímu pásu. Opět byl použit k měření přístroj Pedar-X a noha byla rozdělena do 9 segmentů, stejných jaké uvádí Girard et al. (2007). Měření probíhalo při rychlosti 3,8 m/s. Výsledky měření v porovnání běhu na betonu a trávě oproti běhacímu pásu poukázaly na nižší maximální sílu pro celé chodidlo na běhacím páse, kde hodnota byla 235 (36) N vs. tráva 263 (44) N a vs. beton 267 (33) N, $p < 0,001$. Z výsledků můžeme usoudit, že běhání na běžeckém páse může být užitečné pro rehabilitační programy u pacientů se zraněním dolní končetiny z důvodu redukce plantárního zatížení plosky nohy (Hong et al., 2012).

Na základě informací z těchto teoretických poznatků, ze kterých vyplývá vliv různého povrchu na distribuci plantárních tlaků, sil, času a kontaktní plochy, jsem se rozhodla pokračovat v podobném duchu a zkusit experiment zjišťující vliv rozdílného typu povrchu na distribuci zatížení na ploše nohy u tenistů při forhendovém úderu.

3 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Jedním z cílů této diplomové práce bylo v teoretické části shromáždit dostupné informace o tenise, forhendovém úderu, jeho biomechanice a kineziologii. Dále popsat typy hracích povrchů a druhy bot používaných v tenise. Jsou zde uvedena typická zranění v tenise, dále je zmiňována problematika zatěžování plosky nohy při hře, stejně tak jako možnosti jeho přístrojového měření.

V praktické části mé diplomové práce bylo cílem ověřit poměry silového zatížení v oblasti plosky nohy při úderové fázi forhendu v otevřeném postavení v závislosti na typu hracího povrchu. Hrací povrchy byly dva, zaprvé antukový povrch a zadruhé povrch Casali. Na oba povrchy byly použity boty na antuku. K hodnocení těchto změn byly použity hodnoty kontaktních sil (vertikálních reakčních sil) [N] získaných výpočtem z naměřených tlaků [kPa] v jednotlivých regionech plosky nohy. Tlak byl měřen pomocí přístroje Pedar-X. Součástí experimentu bylo také opět z hlediska silového zatížení zjistit, zda dopad na patu či předonoží při forhendovém úderu závisí na typu povrchu. Dopad je charakterizován regionem plosky nohy s vyšší hodnotou průměrné síly v křivkách časového průběhu průměrných sil pro patu a předonoží při forhendovém úderu.

Vyhodnocení experimentu bylo provedeno jak intraindividuálně, pro každého probanda samostatně, tak interindividuálně, tedy napříč skupinou.

3.2 Výzkumné otázky

Bude rozdíl v zatížení plosky nohy na antuce a povrchu Casali při použití jednoho typu bot v průběhu forhendového úderu?

3.3 Hypotézy

Pro snazší interpretaci výstupů práce a zodpovězení položené výzkumné otázky byly pro účely práce definovány následující hypotézy:

H1: Předpokládám, že při forhendovém úderu na antuce bude dopad na region předonoží, zatímco na povrchu Casali bude dopad na region paty.

H2: Předpokládám, že při forhendovém úderu bude na antuce vyšší maximální síla na plosce nohy v regionu předonoží a regionu palce s prsty, zatímco na povrchu Casali bude vyšší maximální síla v regionu paty. Region středonoží zůstane bez významné změny maximálních sil.

H3: Předpokládám, že při forhendovém úderu budou vyšší hodnoty maximálních sil pro celou plosku nohy na povrchu Casali než na antuce.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Charakter práce

Tato diplomová práce je kvantitativní pilotní studií, která má charakter experimentu.

Měření proběhlo v tenisovém areálu TJ Spojie v Praze. Před zahájením byl každý účastník výzkumu seznámen s průběhem měření v rámci celého výzkumu, dále souhlasil se zpracováním naměřených dat a před zahájením podepsal informovaný souhlas (viz příloha č. 2). Do sledovaného souboru byly zařazeny i děti mladší 18 let. V těchto případech rodiče dětí souhlasili se zapojením dítěte do výzkumu, byli informováni o průběhu testování a podepsali informovaný souhlas. Na základě všech informovaných souhlasů byl projekt chválen Etickou komisí UK FTVS (viz příloha č. 1).

4.2 Popis výzkumného souboru

Studie se zúčastnilo 10 probandů. Všichni probandi jsou dlouhodobými hráči tenisu, kteří nyní hrají v Praze I. třídu. Probandi byli vybráni z 15 členné skupiny tenisových hráčů, ale jelikož probandi museli splnit určitá kritéria pro zařazení do výzkumu, výsledný počet, který tyto podmínky splňoval, bylo pouze 10 mužů.

Kritéria pro zařazení do výzkumu:

- být pravostranným hráčem tenisu
- věnovat se tenisu minimálně 5 let a hrát ho na závodní úrovni alespoň 2 roky
- absolvovat pravidelné hodinové tréninky minimálně 2-3x týdně po dobu minimálně posledního roku
- vyloučení zranění dolních končetin v posledních 12 měsících
- mít svoje vlastní boty určené na antuku, ve kterých byl následně proveden experiment jak na antuce, tak na povrchu Casali
- Před samotným experimentem mít dvoudenní pauzu od tenisu

U všech probandů došlo také k odebrání anamnézy, při které nesměla být zjištěna žádná vrozená vývojová či jiná vada nosných kloubů, akutní úraz ani operace pohybového aparátu především v oblasti dolních končetin. Dále byly vyloučeny vestibulární, zrakové a jiné neurologické poruchy. Před zahájením výzkumu bylo u každého probanda provedeno orientační klinické vyšetření (aspekce, palpce), které mělo odhalit výrazné patologické změny hlavně v oblasti dolních končetin, které by mohly výzkum znehodnotit popřípadě zkreslit (zaměření bylo především na postavení jednotlivých kloubů v oblasti dolních končetin a pánve; pokles příčné a podélné klenby, deformity přednoží). Probandi, u kterých byly shledány výrazné patologie, byli z výzkumu vyřazeni.

Výzkumný soubor byl tvořen pouze muži ve věku od 17 do 28 let, průměrný věk byl 22,4 let, průměrná výška byla 183,6 cm a průměrná váha byla 77,4 kg. Přesné somatické parametry a další charakteristiky jednotlivých probandů jsou shrnuty v tabulce č. 1. Probandi jsou v dalších částech práce zmiňováni pod jednotlivými čísly, které vidíte v tabulce č. 1.

Tabulka č. 1 – Anamnestická data výzkumné skupiny

	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Sport týdně (hod)	Počet odehraných let	Počet odehraných let na závodní úrovni
Proband č. 1	28	180	75	5	22	15
Proband č. 2	27	180	79	2	15	8
Proband č. 3	23	185	80	4	16	10
Proband č. 4	29	201	96	2	20	11
Proband č. 5	20	184	85	2	10	8
Proband č. 6	17	185	79	2	9	5
Proband č. 7	18	180	69	3	10	6
Proband č. 8	17	179	67	3	11	7
Proband č. 9	20	185	72	2	9	7
Proband č. 10	25	177	72	3	11	8
Průměr	22,4	183,6	77,4	6,1	13,3	8,2

4.3 Druhy hracích povrchů

Tenisové hřiště má vždy stejné rozměry. Jednotlivá hřiště se liší pouze druhem hracího povrchu (viz kapitola 2.1.3). Na základě rešerše byl vybrán antukový povrch (viz obrázek č. 11) a povrch Casali (viz obrázek č. 12), které se nacházejí v areálu TJ Spoje Praha. V době měření byla nad kurty postavena nafukovací hala, což mělo své výhody, jelikož výsledky měření nebyly ovlivněny změnou počasí.



Obrázek č. 11 – Antukové hřiště v areálu TJ Spoje v Praze (foto: autor textu, 2017)



Obrázek č. 12 - Povrch Casali v areálu TJ Spoje v Praze (foto: autor textu, 2017)

4.4 Použitá obuv

Každý hráč měl svoji vlastní obuv, ve které běžně hraje tenis a ve které se cítí komfortně. Všichni hráči měli boty určené na antuku, které mají podrážku ve vzoru stromečku v ostrém úhlu (viz obrázek č. 13). Ostatní obrázky podrážek bot na antuku jednotlivých probandů najdete v příloze č. 8.



Obrázek č. 13 – Proband č. 3: Boty na antuku (foto: autor textu, 2017)

4.5 Herní situace

Pro výzkum byla vybrána jedna herní situace. Jedná se o forhendový úder v otevřeném postavení, který se na základě literární rešerše řadí mezi jeden z nejdůležitějších a nejčastěji hraných úderů v tenise.

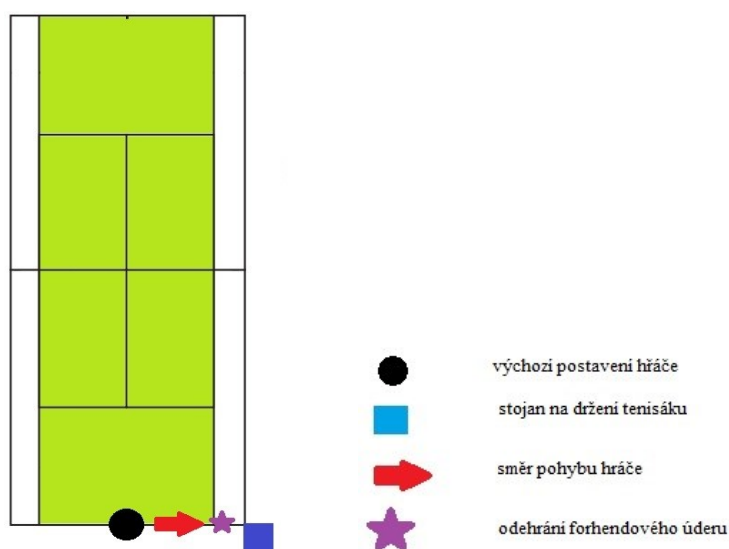
Na začátku celého měření se všichni probandi podrobili rozcvičce. Rozcvička trvala 15min a skládala se ze tří částí. První část bylo rozběhání v podobě 3 koleček kolem hřiště. Druhá část byl strečink DKK (hamstringy, m. triceps surae, m. quadriceps femoris, adduktory, protažení prsních svalů, rotační cvičení s raketou na hrudník, kroužení v ramenních kloubech a simulace servisu), každý individuálně, dle svého zvyku. Třetí část rozcvičky se skládala z herní situace mezi jednotlivými hráči, přesněji odehrání 10 forhendových úderů ze zadní lajny ve dvojicích naproti sobě.

Poté následovalo provedení herní situace, která v našem případě znamenala hru od základní čáry, přesněji odehrání forhendového úderu v otevřeném postavení (viz obrázek č. 15). Hráč začal ze středu zadní lajny a běžel k pravému zadnímu rohu zadní lajny odehrát diagonálně forhendový liftovaný úder (tzn. úder tažený zespona nahoru) v otevřeném postavení. Míček byl zavěšen 1m nad zemí na gumičce na stojanu, který byl, jak na antuce, tak na povrchu Casali vždy postaven na konec pravého rohu základní a deblové lajny (viz obrázek č. 14), aby byly podmínky zásahu míče pro hráče stejné. Míček je sice upevněn na konstrukci, ale hráči byli přesto vyzváni k pomyslnému odehrání míče diagonálním směrem. Po odehrání míče hráč běžel zpět na střed, respektive do výchozího postavení. Měřena byla PDK i LDK, ovšem k vyhodnocení sloužila pouze PDK. Vyhodnocován byl jeden krok, přesněji úderový krok, při odehrání forhendu v otevřeném postavení.



Obrázek č. 14 - Stojan na zavěšení tenisového míče
1m nad zemí (foto: autor textu, 2017)

Hráči měli za úkol zahrát úder tak, jak jsou zvyklí, aby nebyla narušena jejich technika a zároveň nejlépe tak, aby byli schopni ho 5x zopakovat co možná nejpodobněji. Hráči byli během měření také vyzváni k provedení herní situace v jejich maximální možné rychlosti. Celkový počet měřených opakování byl 10, jelikož hráči provedli herní situaci 5x na antukovém hřišti a 5x na povrchu Casali, vždy za použití bot na antuku.



Obrázek č. 15 – Schéma herní situace (foto: autor textu, 2017)

4.6 Použité přístrojové metody

K analýze silového a tlakového zatížení na plosku nohy při forhendovém úderu byl použit přístroj Pedar-X (viz kapitola 2.4.1). Měřicí sběrné zařízení je box o velikosti 150 X 100 X 40 mm s pamětí 2GB, který zprostředkovává celé měření. Tento box byl napájen baterií NiMH, která vydrží až 4,5h bez vypnutí. Váha celého sběrného zařízení je 360g a každý proband ho měl upevněné na svých bedrech pomocí bederního pásu.

V našem experimentu nám postačily dva druhy velikosti tlakoměrných stélek a to velikost 44/45, které jsou označeny písmeny YS a stélky velikosti 46/47, označeny písmeny ZS. Data ze stélek byla přenášena optickými kabely do sběrného zařízení, odkud byla dále přeposílána pomocí technologie Bluetooth do přijímače připojeného

USB kabelem k notebooku. Ve stélce se nachází 99 samostatných senzorických ploch, které odesílají data o průběhu měření v dané oblasti. Tloušťka stélek je 1,9 mm.

Pomocí přístroje Pedar-X je možno ze stélek zachytit data v rozsahu nastavitelné frekvence, která byla v mém experimentu nastavená na 100Hz.

4.7 Sběr dat

Veškeré teoretické informace byly získány jednak prostřednictvím rešeršního zpracování tématu ve studovně FTVS UK v Praze a dále prostřednictvím internetových databází Medline, PubMed, Web of science a Web of knowledge.

Pro provedení experimentu mi byl zapůjčen přístroj Pedar-X z katedry biomechaniky FTVS UK v Praze. Dále bylo potřebné pronajmutí kurtů v areálu TJ Spoje v Praze. V neposlední řadě byl přímo pro účely měření sestrojen stojan na držení tenisového míčku.

4.7.1 Průběh měření

Měření se uskutečnilo dva březnové víkendy (18. 3. a 25. 3. 2017) v tenisovém areálu TJ Spoje v Praze. Před samotným měřením byl proveden nejdříve předexperiment, díky kterému jsme si ověřili propojení stélek s boxem a všeho dohromady s počítačem.

Na začátku samotného experimentu byli všichni probandi seznámeni s průběhem následujícího měření a celého výzkumu. Byly jim, či jejich rodičům, předloženy informované souhlasy, které potvrdili podpisem. Každý hráč použil vlastní raketu, oděv a obuv, která byla vhodná pro použití na oba povrchy.

Samotné měření začínalo rozcvičkou (viz kapitola 4.4). Dále bylo potřeba vybrat dle velikosti nohy a příslušné obuvi velikost tlakoměrné stélky. Stélky byly do obuvi vloženy na originální vložku. V našem měření měli všichni probandi buď stélky velikosti 44/45 nebo 45/46 (evropské číslování). Box Pedar-X bylo potřeba přichytit na hráče pomocí bederního opasku (viz obrázek č. 16) i s napájecí baterií a následně propojit kabely s tlakoměrnými stélkami v obuvi. Aby kabely nepřekážely hráčům při běhání, musely být vždy na jednu dolní končetinu upevněny třemi pásky (viz obrázek č. 17).



Obrázek č. 16 – Pásky na upevnění kabelů a bederní opasek na držení baterky a měřícího zařízení (foto: autor textu, 2017)



Obrázek č. 17 – Proband č. 4 – Upevnění přístroje na tělo probanda (foto: autor text, 2017)

Následovala fáze zapnutí boxu a propojení s PC přes Bluetooth. Nyní byl hráč připraven k provedení herní situace (viz obrázek č. 18), při které byly snímány obě dolní končetiny, a data byla ukládána do počítače. Při vyhodnocování výsledků byla zpracována data z pravé dolní končetiny při jednom úderovém kroku.

Herní situace začínala na zadní lajně ve středu kurtu. Úkolem bylo trefit míček, který byl zavěšen 1m nad zemí pomocí forhendového úderu v otevřeném postavení (viz kapitola 4.5).

Probandi provedli herní situaci nejdříve na povrchu Casali, poté na antuce. Každý proband měl dohromady 8 pokusů na každém povrchu. Z toho tři pokusy byly jen na zkoušku, na zvyknutí si dané herní situaci a následných 5 pokusů bylo zaznamenáváno pro pozdější vyhodnocení. Všech 5 pokusů na daném povrchu bylo měřeno najednou u každého probanda. Pauzu měli probandi mezi záměnou povrchů, jelikož nejdříve se odměřilo 5 hráčů na povrchu Casali a následně všech 5 hráčů na antuce ve stejném pořadí. Na každého probanda vyšel čas přibližně 40 min i se záměnou hracích povrchů.



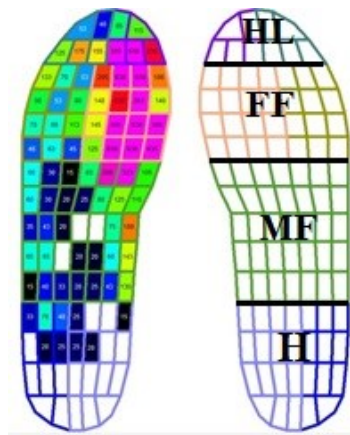
Obrázek č. 18 – Proband č. 3: Zobrazení herní situace na povrchu Casali (vlevo) a na antuce (vpravo) těsně před odehráním forhendového úderu (foto: autor textu, 2017)

4.8 Analýza a zpracování dat

Přístroj Pedar-X měří hodnoty ve všech 99 samostatných senzorických plochách. Pro snadnější orientaci a práci s daty, která nám jsou k dispozici ze systému Pedar X, se používá tzv. maska, která sdružuje skupiny senzorů dohromady a průměruje získaná data. Počet regionů v masce je omezen programem a pro účely této práce byla vytvořena a použita maska, která rozděluje nohu do 4 regionů (viz obrázek č. 19). Ohledně počtu regionů jsem se nechala inspirovat studií Eckl et al. (2011).

Jednotlivé regiony masky jsou:

- HL – palec a prsty (hallux and lesser toes), 15% celé plosky nohy
- FF – předonoží (forefoot), 25% celé plosky nohy
- MF – středonoží (middlefoot), 30% celé plosky nohy
- H – pata (heel), 30% celé plosky nohy
- Total – oblast celého chodidla (total object), celá ploska nohy 100%



Obrázek č. 19 – maska rozdělená do jednotlivých regionů v programu Pedar-X
(foto: autor textu, 2017)

Při zpracování výsledků jsem se zaměřila na tyto parametry:

- **Tlak (kPa)**

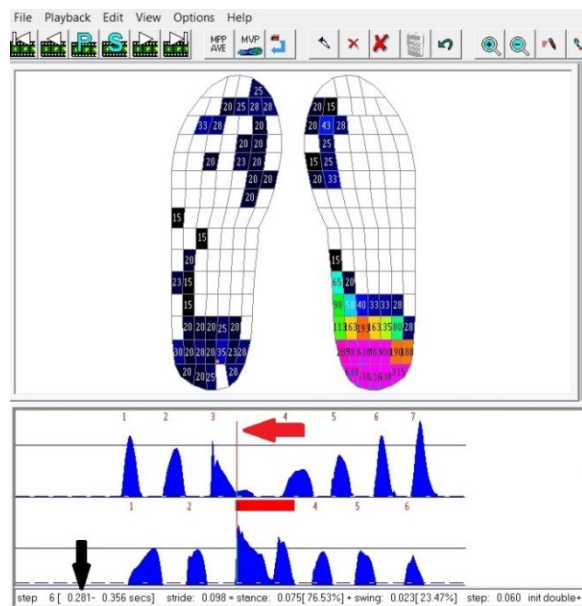
Tlak byl měřen s frekvencí 100Hz ve všech 99 samostatných senzorických plochách. Hodnoty tlakového zatížení nohy jsou v programu Pedar-X v jednotlivých senzorech uvedeny čísla (v kPa) či pomocí škály barev. Jednotlivé barvy určují různé rozmezí hodnot. Bílá barva znázorňuje nejmenší hodnoty do 15 kPa fialová naopak

nejvyšší hodnoty tlaku nad 300 kPa a modrá, zelená, žlutá a červená jsou mezi nimi (viz obrázek č. 20). Hodnoty tlaku jsou primárními hodnotami, které přístroj generuje.



Obrázek č. 20 – Barevná škála hodnot tlaku v jednotlivých senzorech (foto: archiv autora, 2017)

K vyhodnocování jednotlivých tlaků bylo třeba znát časový údaj od začátku do konce úderového forhendového kroku a k tomu jsem využila program Emedlink (viz obrázek č. 21), který nabízí software Pedar-X. Jako úderový krok byl vzat vždy nejdelší krok, který vycházel zpravidla jako třetí nebo čtvrtý krok pravé dolní končetiny, který byl nalezen pomocí kurzoru, na nějž ukazuje červená šipka. Poté co byl určen daný krok a program ukázal přesný čas trvání tohoto úderového kroku (černá šipka), jsem soubor uložila pod příponou ASCII, která jde otevřít v programu Microsoft Office Excel 2007. Hodnoty z programu Microsoft Office Excel 2007 byly výchozími hodnotami pro výpočet síly [N] v programu Matlab.



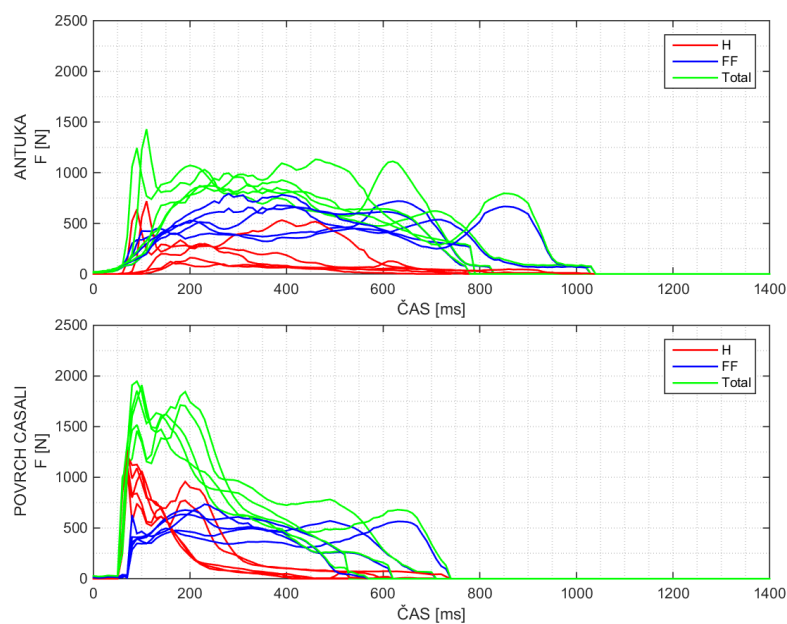
Obrázek č. 21 – Program Emedlink – ukázka průběhu tlaku v čase při úderovém kroku u probanda č. 3 (foto: autor textu, 2017)

- **Kontaktní (vertikální) síla (N)**

Na základě informací z ostatních studií (Damm et al., 2014; Eckl et al., 2011; Girard et al., 2011; Girard et al., 2007) očekávám, že se hodnoty sil budou pohybovat cca od 200 N do 1700 N v celé plošce nohy i jednotlivých regionech. Jaké hodnoty sil budou naměřeny, záleží především na typu herního povrchu, typu provedení herní situace a na fyzických parametrech hráče.

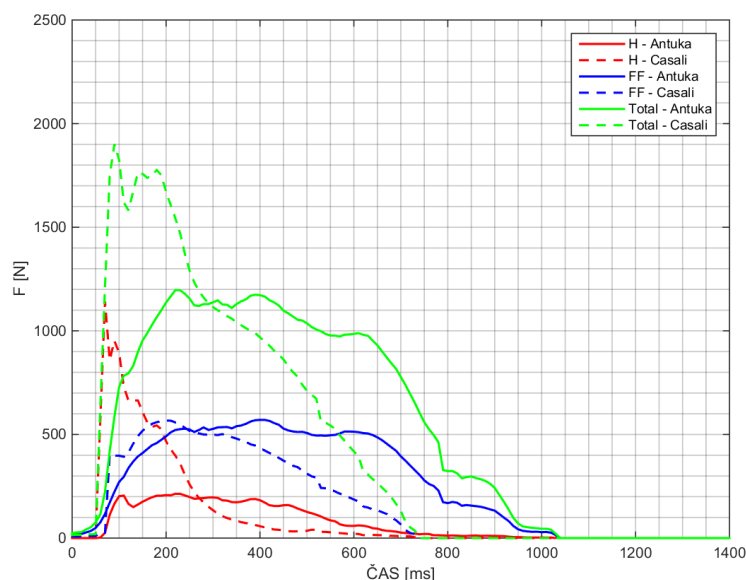
Výstupním parametrem při hodnocení byla kontaktní, neboli vertikální reakční síla [N], jelikož na rozdíl od tlaku není závislou veličinou. Síla byla přepočítávána z jednotlivých tlaků v programu Matlab vynásobením tlaků v 99 senzorických plochách obsahem těchto ploch. Přesný obsah těchto ploch nám udává příslušenství přístroje Pedaru-X. Následně byly spočteny výslednice těchto sil v jednotlivých regionech. Na základě hodnot těchto sil a časových údajů byly získány grafy časového průběhu sil ve všech pěti regionech a pro všech pět pokusů každého probanda.

K intraindividuálnímu vyhodnocení byly použity grafy střednic časových průběhů sil pro oblast paty, předonoží i celé plošky nohy na pevném povrchu Casali a na antuce. Následně pro představu, jak jsem k daným střednicím došla, jsou uvedeny výsledky probanda č. 3 zpracované do grafu pro oblast paty (H), předonoží (FF) i celé plošky nohy (Total) (viz obrázek č. 22).



Obrázek č. 22: Proband č. 3: Časové průběhy sil v oblasti paty, předonoží a celé plošky nohy na antuce a povrchu Casali pro všech 5 pokusů (autor textu, 2017)

Z výše uvedených grafů je patrné, že při znázornění všech pěti pokusů jsou grafy nepřehledné, proto pro názornější a přehlednější zpracování výsledků byly vytvořeny střednice všech těchto časových průběhů sil pro antuku i povrch Casali (viz obrázek č. 23).



Obrázek č. 23: Proband č. 3 – Střednice časových průběhů sil v oblasti paty (H), předonoží (FF) a celé plosky nohy (Total) pro antuku a Casali (autor textu, 2017)

Střednice sil byly vytvořeny pomocí aritmetických průměrů jednotlivých časových průběhů sil ze všech pěti pokusů u daného probanda. Dále, aby byl výpočet střednic sil relevantní, bylo potřeba zabránit časovým posunům naměřených sil v čase. Proto byl smluvně určen začátek střednic sil pomocí filtru. Filtr pro hodnotu síly byl nastaven na 60N a začátek všech křivek, u kterých se našla vždy první hodnota 60N a více, byla dána do smluvně určeného začátku času 60ms.

K interindividuálnímu vyhodnocení bylo zapotřebí hodnot maximálních sil [N] v celé plošce nohy i v regionech paty (H), středonoží (MF), předonoží (FF) a palce s prsty (TL). Šlo o největší hodnoty sil pro danou oblast plosky nohy v daném úderovém kroku při forhendu, která byla získána výpočtem v programu Matlab z průběhu sil v čase u každého probanda. Jelikož jsem potřebovala získat průměrnou maximální sílu napříč skupinou, musela jsem zde zohlednit hmotnost jednotlivých probandů, a tím pádem hodnoty maximálních sil jednotlivých probandů vydělit jejich hmotností. Proto ve výsledcích opouštím absolutní veličinu, tedy maximální sílu [N],

a vyhodnocuji relativní veličinu, tedy relativní maximální sílu [N/kg], vztaženou k jednotce hmotnosti probanda.

4.8.1 Statistické metody

Data z měření byla zaznamenávána pomocí přístroje Pedar-X. Poté byla převedena do programu Microsoft Office Excel 2007 a následně vyhodnocena v programu Matlab. Statistická metoda t-test byla použita pouze pro interindividuální vyhodnocení.

Data relativních maximálních sil byla zpracována v programu Microsoft Office Excel 2007 s využitím funkce t-test, kde je výstupem tzv. studentův koeficient, který představuje pravděpodobnost platnosti nulové hypotézy, která předpokládá, že zkoumané soubory jsou stejné. Pomocí této funkce lze hodnotit jen datové soubory s normální distribucí. Tato podmínka byla s ohledem na charakter naměřených dat a údajů z dostupné literatury o charakteru podobných datových sad považována za platnou. Test normality nebyl proveden vzhledem k omezenému počtu hodnot.

Porovnávané soubory relativních maximálních sil byly získávány ze stejných zdrojů, respektive od stejných probandů, byl tedy použit párový t-test. Pro interindividuální vyhodnocení jsem pracovala na 5% hladině významnosti ($p=0,05$), která je běžně užívána v literatuře.

5 VÝSLEDKY

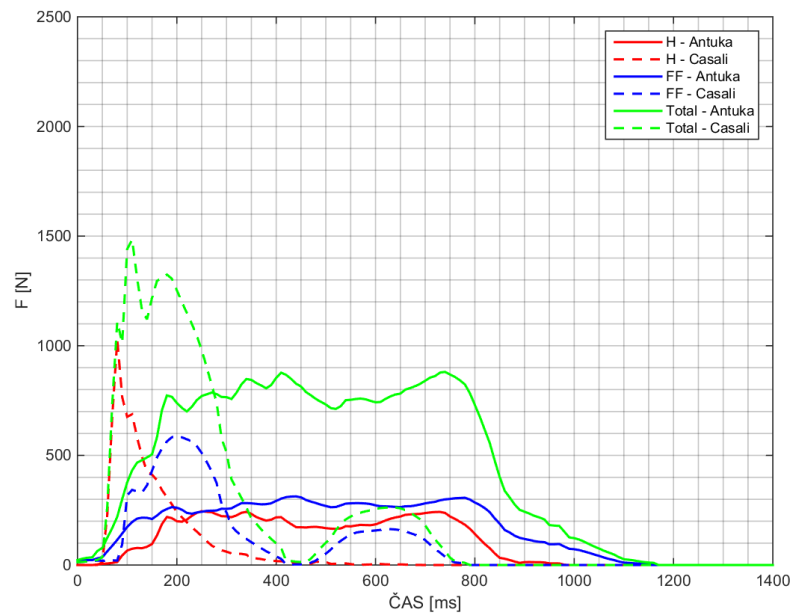
K ověření jednotlivých hypotéz byly využity dva přístupy a to objektivizace na základě porovnáním střednic časového průběhu sil a použití statistické metody, přesněji párového t- testu.

5.1 Intraindividuální vyhodnocení

Grafy střednic časového průběhu sil slouží především k přiblížení problematiky dopadu a k lepší vizuální představě rozložení sil na patě, předonoží či celé plosce nohy během jednoho forhendového úderového kroku. U každého jedince jsou křivky těchto střednic porovnávány pro region paty (H), předonoží (FF) a celé plosky nohy (Total) na antuce a na pevném povrchu Casali.

Způsob vyhodnocení níže uvedených grafů je následující: grafy č. 1 - 10 jsou znázorněním střednic časového průběhu sil pro region paty (červeně), dále pro region předonoží (modře) a pro region celé plosky nohy (zeleně) jak na antuce (plná čára), tak na povrchu Casali (přerušovaná čára). Z grafu si nejprve určíme čas na začátku časové osy forhendového úderového kroku, ve kterém je maximální peak křivky celé plosky nohy na daném povrchu. Dále ve stejném čase určíme hodnotu síly pro patu i pro region předonoží. Region, ve kterém je hodnota síly vyšší, je oblastí dopadu. Tento postup jsem aplikovala při vyhodnocení grafů všech deseti probandů.

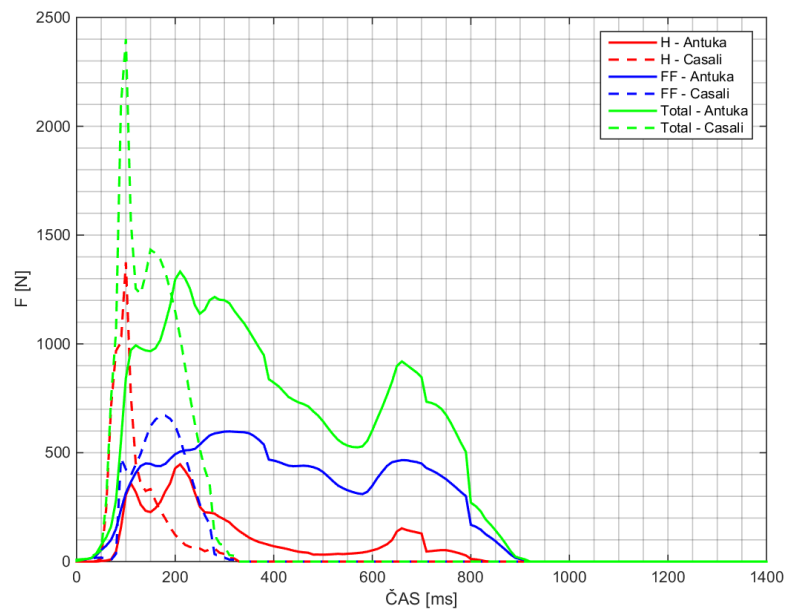
Proband č. 1



Graf č. 1: Proband č. 1- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na Casali

U probanda č. 1 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 1000 N, zatímco v regionu předonoží je síla 320 N. Na křivce pro patu je také vidět peak ostrého charakteru. Na antuce lze vyčíst oproti povrchu Casali dopad na region předonoží, kde v čase 170 ms je hodnota síly 280 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí, které antuka umožňuje. Hodnota síly pro patu je 200 N.

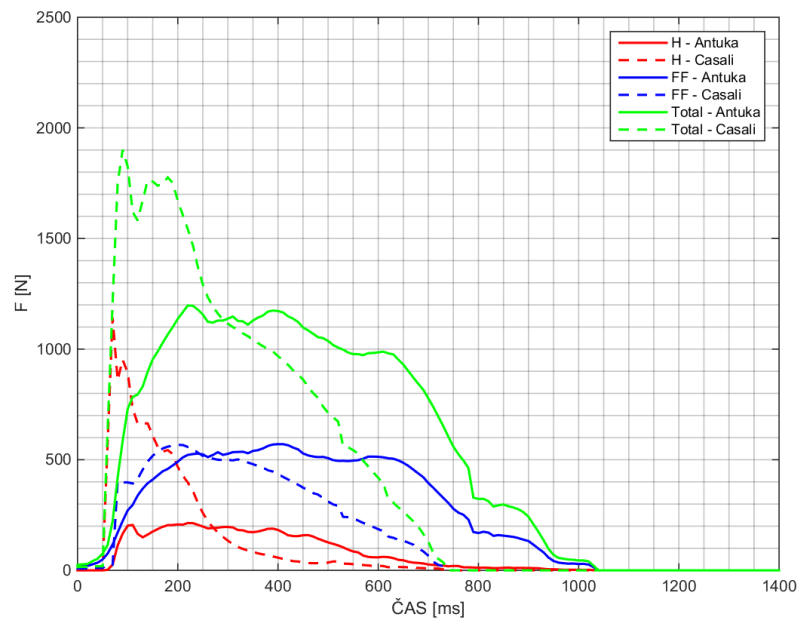
Proband č. 2



Graf č. 2: Proband č. 2- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a Casali

U probanda č. 2 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 1370 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je síla 450 N. Na antuce lze vyčíst oproti povrchu Casali dopad na region předonoží, kde v čase 200 ms je hodnota síly 500 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí. Hodnota síly pro patu je 400 N.

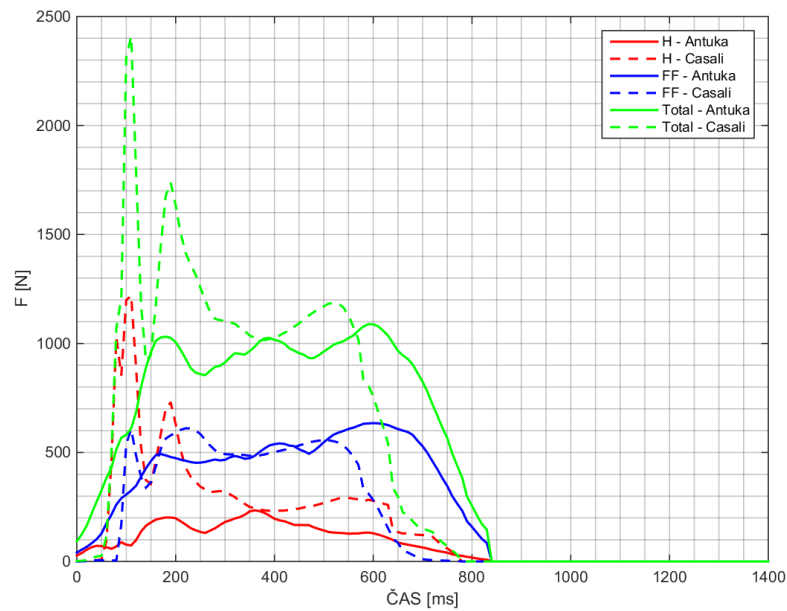
Proband č. 3



Graf č. 3: Proband č. 3- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 3 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 80 ms je hodnota síly 1000 N, zatímco v oblasti předonoží je síla 400 N. Z křivky pro patu lze také vyčíst peak ostrého charakteru. Na antuce jde oproti povrchu Casali o dopad na region předonoží, kde v čase 200 ms je hodnota síly 500 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí. Hodnota síly pro patu je 200 N.

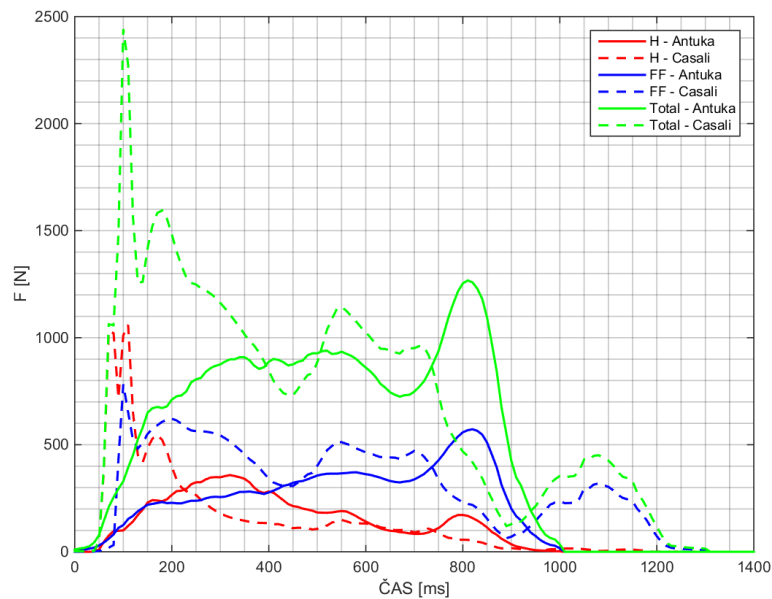
Proband č. 4



Graf č. 4: Proband č. 4 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 4 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 1200 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je síla 600 N. Na antuce lze vyčíst oproti povrchu Casali dopad na region předonoží, kde na začátku úderového kroku v čase 170 ms je hodnota síly 500 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí. Hodnota síly pro patu je 200 N.

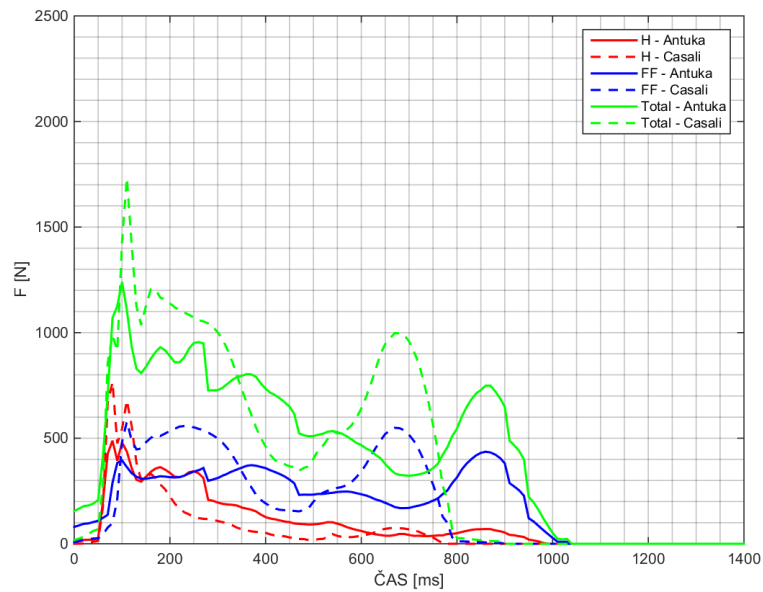
Proband č. 5



Graf č. 5: Proband č. 5- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 5 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 1000 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je síla 800 N. Na antuce je v čase 170 ms hodnota síly v regionu paty 250 N a v regionu předonoží 230 N, což vypovídá o dopadu na patu.

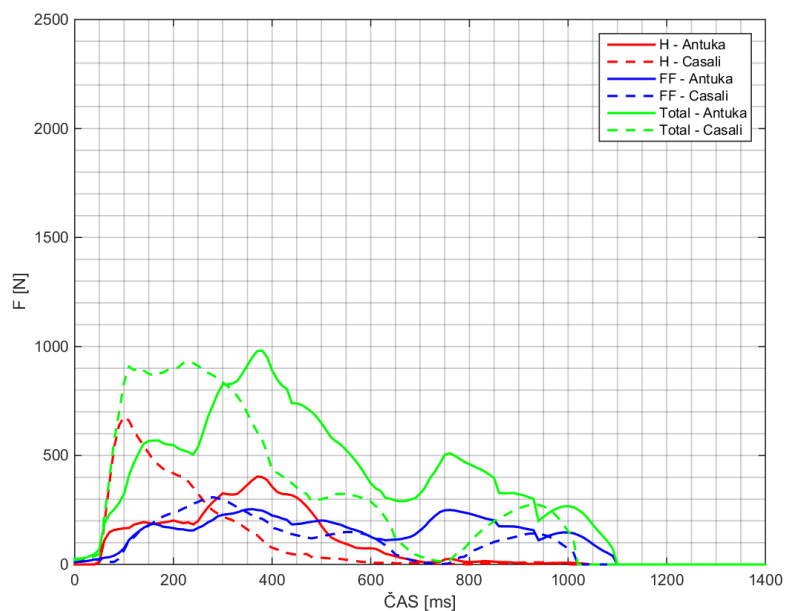
Proband č. 6



Graf č. 6: Proband č. 6 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 6 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 680 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je hodnota síly 560 N. Na antuce lze vyčíst také dopad na region paty, kde v čase 100 ms je hodnota síly pro patu 480 N a hodnota síly pro region předonoží je 400 N.

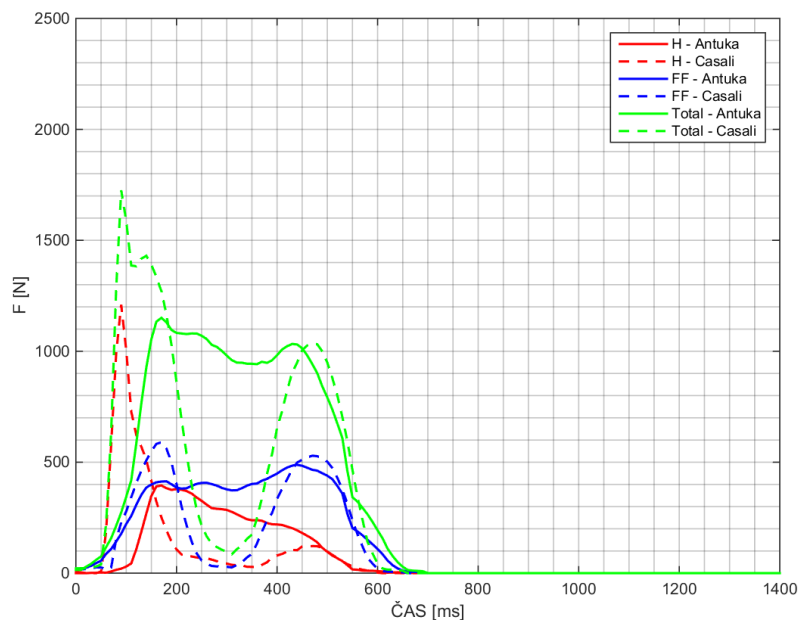
Proband č. 7



Graf č. 7: Proband č. 7- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 7 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 680 N, zatímco v regionu předonoží je hodnota síly 100 N. Na antuce lze vyčíst také dopad na region paty, kde v čase 140 ms je hodnota síly pro patu 200 N a hodnota síly pro region předonoží je 160 N.

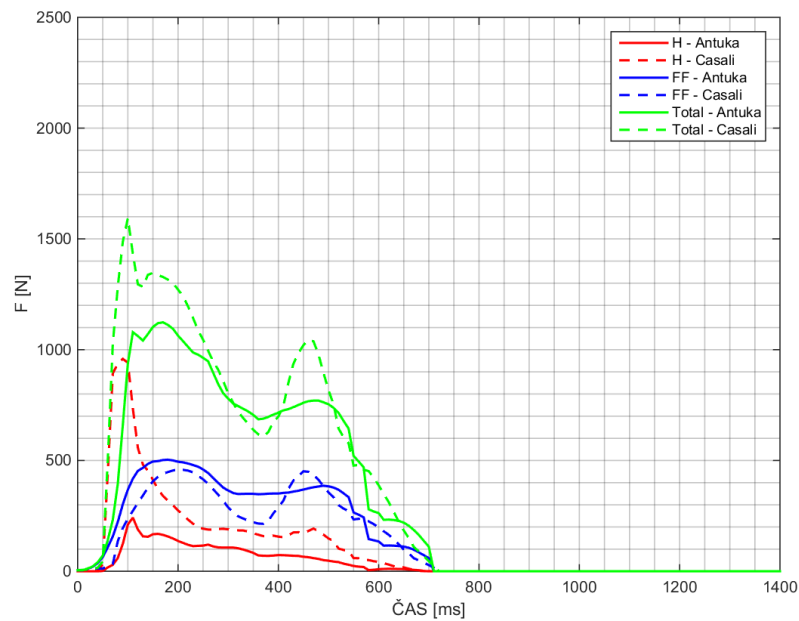
Probant č. 8



Graf č. 8: Probant č. 8- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 8 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 80 ms je hodnota síly 1200 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je síla 250 N. Na antuce lze vyčíst oproti povrchu Casali dopad na region předonoží, kde v čase 170 ms je hodnota síly 410 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí. Hodnota síly pro patu je 390 N.

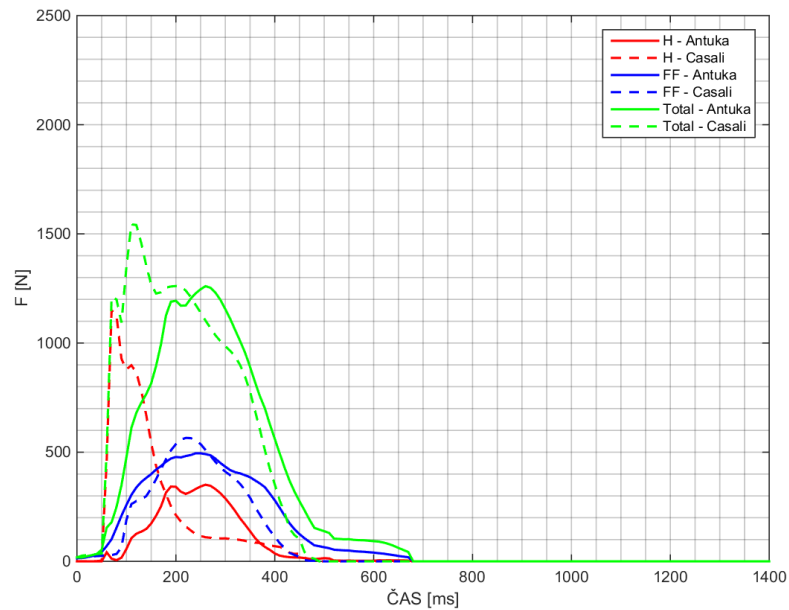
Proband č. 9



Graf č. 9: Proband č. 9- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 9 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 100 ms je hodnota síly 950 N a je zde vidět peak ostrého charakteru, zatímco v regionu předonoží je síla 220 N. Na antuce lze vyčíst proti povrchu Casali dopad na region předonoží, kde v čase 120 ms je hodnota síly 500 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí, které antuka umožňuje. Hodnota síly pro patu v tomto čase je 200 N.

Proband č. 10



Graf č. 10: Proband č. 10 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plošku nohy (Total) na antuce a na povrchu Casali

U probanda č. 10 lze vyčíst dopad na region paty na povrchu Casali, kde v čase 120 ms je hodnota síly 900 N, zatímco v regionu předonoží je síla 280 N. Z křivky pro region paty lze také vyčíst peak ostrého charakteru. Na antuce jde oproti povrchu Casali o dopad na region předonoží, kde v čase 200 ms je hodnota síly 500 N a křivka má peak plynulého charakteru poukazující na sklouznutí, které antuka umožňuje. Hodnota síly pro patu v tomto čase je 350 N.

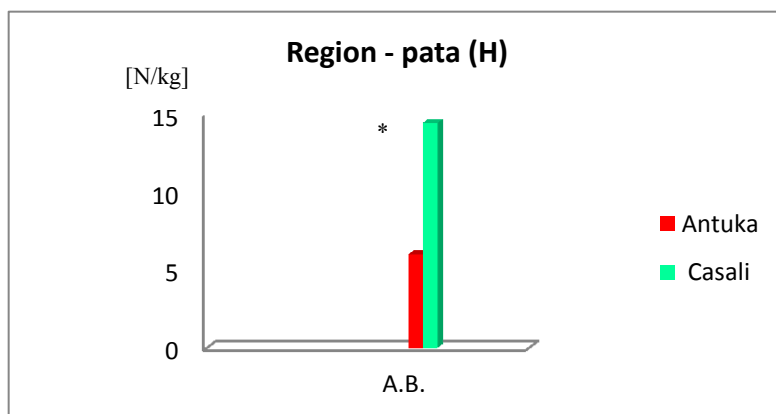
5.2 Interindividuální vyhodnocení

Pro provedení interindividuálního vyhodnocení bylo zapotřebí opustit absolutní veličinu, tedy maximální sílu, a vyhodnocovat relativní veličinu, tedy relativní maximální sílu [N/kg] vztaženou k jednotce hmotnosti probanda. Výsledkem interindividuálního vyhodnocení byla vždy dosahovaná průměrná relativní maximální síla pro jednotlivé regiony i pro celou plošku nohy na antuce i na povrchu Casali, která vypovídá o vlivu typu povrchu na maximální sílu v daném regionu.

5.2.1 Region – pata (H)

Pro lepší představu při porovnávání hodnot uvedených v tabulce č. 2, přikládám graf č. 11. V regionu paty byl při testování vlivu povrchu na velikost maximálních sil při forhendovém úderu na hladině významnosti $p=0,05$ zaznamenán signifikantní rozdíl průměrných relativních maximálních sil, $p= 1,69706 \cdot 10^{-17}$, tedy $p < 0,05$. Hodnoty průměrných relativních maximálních sil byly na antuce 5,98 N/kg vs. Casali 14,41 N/kg.

Data, ze kterých jsem vycházela při výpočtu pomocí statistického testu, jsou v přehledné tabulce v příloze č. 3.



Graf č. 11 – Průměrná relativní maximální síla v regionu paty v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku; $*p < 0,05$

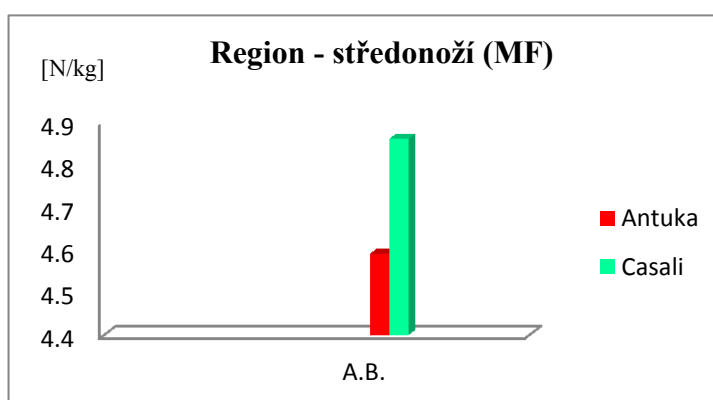
Tabulka č. 2 – Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu paty na antuce a na Casali

Celá skupina		
Region – pata (H)		
	A.B.	
	Antuka	Casali
Průměr [N/kg] (SD)	5,98 (2,7)	14,41 (3,2)
p-hodnota	1,69706*10 ⁻¹⁷	

Legenda: zkratky A. B. = antukové boty; SD = směrodatná odchylka; tmavá modrá = $p < 0,05$

5.2.2 Region středonoží (MF)

Pro lepší představu při porovnávání hodnot uvedených v tabulce č. 3, přikládám graf č. 12. V regionu středonoží nebyly při testování povrchu na velikost maximálních sil na hladině významnosti $p=0,05$ zaznamenány žádné signifikantní rozdíly průměrných maximálních relativních sil, $p=0,13504$, tedy $p>0,05$. Hodnoty průměrných relativních maximálních sil byly na antuce 4,59 N/kg vs. Casali 4,86 N/kg. Data, ze kterých jsem vycházela při výpočtu pomocí statistického testu, jsou v tabulce v příloze č. 4.



Graf č. 12 – Průměrná relativní maximální síla v regionu středonoží v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

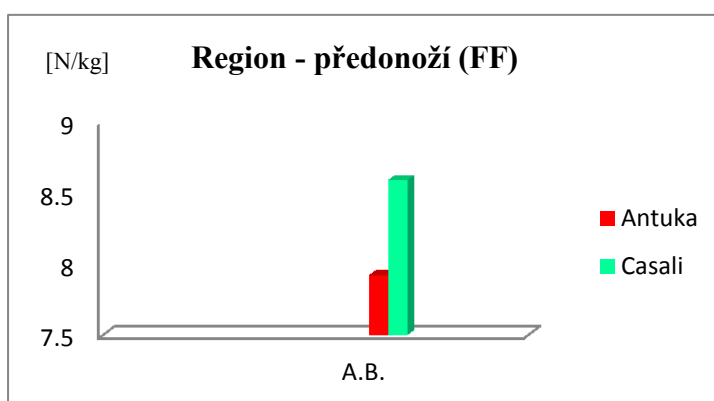
Tabulka. č. 3 – Hodnoty průměrných maximálních relativních sil v regionu středonoží na antuce a na Casali

Celá skupina		
Region – středonoží (MF)		
	A.B.	
	Antuka	Casali
Průměr [N/kg] (SD)	4,59 (1,3)	4,86 (1,2)
p-hodnota	0,13504	

Legenda: zkratky A. B. = antukové boty; SD – směrodatná odchylka,

5.2.3 Region předonoží (FF)

Pro lepší představu při porovnávání hodnot uvedených v tabulce č. 4 přikládám graf č. 13. V regionu předonoží nebyly při testování vlivu povrchu na velikost maximálních sil na hladině významnosti $p=0,05$ zaznamenány žádné signifikantní rozdíly průměrných relativních maximálních sil, $p=0,11073$, tedy $p>0,05$. Hodnoty průměrných relativních maximálních sil byly na antuce 7,92 N/kg vs. Casali 8,59 N/kg. Data, ze kterých jsem vycházela při výpočtu pomocí statistického testu, jsou v přehledné tabulce v příloze č. 5.



Graf č. 13 – Průměrná relativní maximální síla v regionu předonoží v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Tabulka. č. 4 – Hodnoty průměrných maximálních relativních sil v regionu předonoží na antuce a na Casali

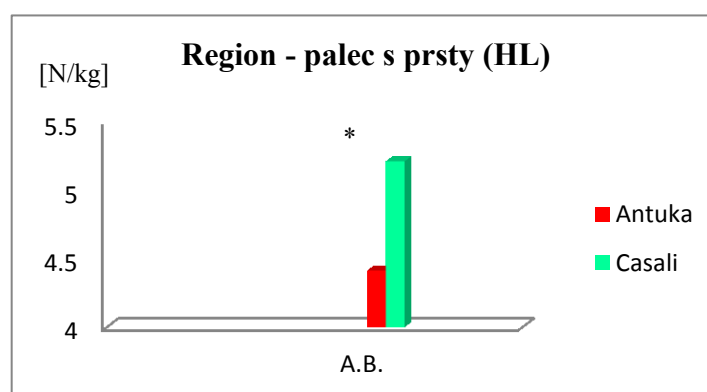
Celá skupina		
Region – předonoží (FF)		
	A.B.	
	Antuka	Casali
Průměr [N/kg] (SD)	7,92 (1,9)	8,59 (2)
p-hodnota	0,11073	

Legenda: zkratky A. B. = antukové boty; SD = směrodatná odchylka

5.2.4 Region palec s prsty (HL)

Pro lepší představu při porovnávání hodnot uvedených v tabulce č. 5 přikládám graf č. 14. V regionu palce s prsty byl při testování vlivu povrchu na velikost maximálních sil při forhendovém úderu na hladině významnosti $p=0,05$ zaznamenán signifikantní rozdíl průměrných relativních maximálních sil, $p=0,0001846$, tedy $p<0,05$. Hodnoty průměrných relativních maximálních sil byly na antuce 4,41N/kg vs. Casali 5,21N/kg.

Data, ze kterých jsem vycházela při výpočtu pomocí statistického testu, jsou v přehledné tabulce v příloze č. 6.



Graf č. 14 – Průměrná relativní maximální síla v regionu palce s prsty v závislosti na typu povrchu (A.B. = antuková obuv); * $p<0,05$

Tabulka. č. 5 – Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu palce s prsty na antuce a na Casali

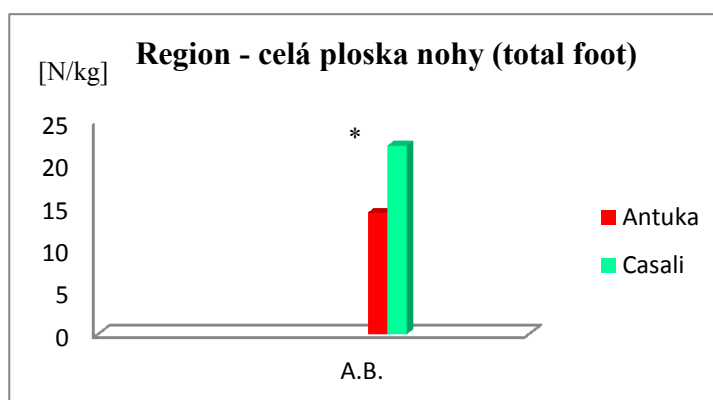
Celá skupina		
Region – palec s prsty (HL)		
	A.B.	
	Antuka	Casali
Průměr [N/kg] (SD)	4,41 (1,2)	5,21 (1,3)
p-hodnota	0,0001846	

Legenda: zkratky A. B. = antukové boty; SD = směrodatná odchylka; tmavá modrá = $p < 0,05$,

5.2.5 Region celé plosky nohy (total foot)

Pro přehlednost při porovnávání hodnot uvedených v tabulce č. 6 přikládám graf č. 15. V regionu celé plosky nohy byl na hladině významnosti zaznamenán signifikantní rozdíl průměrných relativních maximálních sil, $p=5,92212 \cdot 10^{-14}$, tedy $p < 0,05$. Hodnoty průměrných relativních maximálních sil byly na antuce 14,20 N/kg vs. povrch Casali 22,6 N/kg.

Data, ze kterých jsem vycházela při výpočtu pomocí statistického testu, jsou v přehledné tabulce v příloze č. 7.



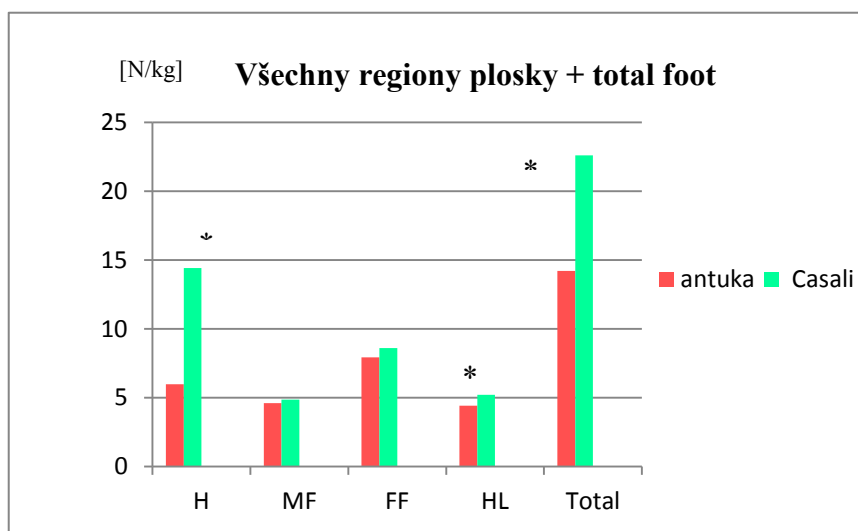
Graf č. 15 – Průměrná relativní maximální síla v regionu celé plosky nohy v závislosti na typu povrchu (A. B. = antuková obuv); * $p < 0,05$

Tabulka. č. 6 – Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu celé plosky nohy na antuce a na Casali

Celá skupina		
Region – Total foot		
	A.B.	
	Antuka	Casali
Průměr [N/kg] (SD)	14,20 (2,8)	22,6 (4,7)
p-hodnota	5,92212*10 ⁻¹⁴	

Legenda: zkratky A. B. = antukové boty, SD = směrodatná odchylka; tmavá modrá = $p < 0,05$,

Pro přehledné znázornění všech průměrných relativních maximálních sil ve všech regionech přikládám graf č. 16.



Graf č. 16 – Průměrná relativní maximální síla v regionu paty (H), středonoží (MF), předonoží (FF), palce s prsty (HL) a celé plosky nohy (Total) v závislosti na typu povrchu; * $p < 0,05$

6 DISKUZE

V následující části byly výsledky experimentu zhodnoceny v kontextu formulovaných hypotéz. Současně budou výsledky experimentu konfrontovány s výsledky, k nimž ve svých studiích došli citovaní autoři. Hypotéza H2 je obsáhlejší a obsahuje více předpokladů, které budou prodiskutovány společně, jelikož je zde vzájemná propojenost a souvislost. V této kapitole se objeví i zmínka o jednotlivých úskalích měření a možných chybách s ním spojených.

Řešená otázka: Bude rozdíl v zatížení plosky nohy na antuce a povrchu Casali při použití jednoho typu bot v průběhu forhendového úderu?

Tenis je hra, která se hraje na různých typech povrchů. Nejčastěji hraným úderem v tenise je forhend, jelikož hráči často hrají forhend i na backhendové straně (Crespo et al., 2002; Linhartová, 2009). Tenis je typický svými akceleračními a deceleračními akcemi či rychlými změnami směru, kde právě rychlost hraje významnou roli v předvedeném výkonu (Ferrauti et al., 2013). Není to ovšem jen o rychlosti, ale i o typu povrchu, o kvalitě bot či o fyzické a psychické kondici. Typ povrchu má bezpochyby vliv na zatížení plosky nohy a existuje i několik studií (Bylak et al., 1998; Kibler et al., 2005; Miller et al., 2006; Orrendurf et al., 2008; Pluim et al., 2006), které vypovídají o vzniku zranění právě v souvislosti s povrchem.

Faktory, které se nejčastěji zkoumají v souvislosti s vlivem povrchu na plosku nohy, jsou třecí síly, reakční síly, absorpce síly či tlaky na plosce nohy (Maquirriain, 2013; Martin et al., 2016). Jednou ze studií, zkoumající vliv různého tenisového povrchu, tedy povrchů s různými tlumícími schopnostmi na reakční síly při forhendovém úderu, je studie Stilles et al. (2006). Dle výsledků této studie vytvářejí povrchy s nižšími tlumícími vlastnostmi nižší reakční síly. Ovšem Nigg et al., (1987) tvrdí, že tlumící vlastnosti povrchu mají větší význam pro třecí vlastnosti než pro reakční síly. Je zajímavé, že umělá tráva a umělá antuka mají stejné tlumící vlastnosti a přesto počet lidí stěžujících si na bolesti kloubů je větší na umělé trávě. Může zde být jedno vysvětlení a to, že umělá antuka má na povrchu zrníčka, která dovolují hráči se sklouznout. Tudíž se zdá, že tlumící vlastnosti povrchu jsou méně podstatné než třecí vlastnosti při prevenci vzniku zranění (Martin, 2016). Přesto jsou pevné povrchy na tenis vůbec nejhorší pro svoji velmi nízkou absorpci síly, která je menší než 10%, na rozdíl od šetrnějších antukových povrchů, kde absorpce síly je kolem 15%

(Maquirriain, 2013). Zároveň také Girard et al. (2007) se domnívá, že třecí vlastnosti povrchové plochy bot a hracího povrchu jsou faktorem, který by mohl vysvětlit frekvenci úrazů či bolesti kloubů na daném povrchu. Translační tření určuje, kolik horizontální síly bude zapotřebí k tomu, aby se bota sklouzla po povrchu. Antukové kurty vykazují nižší koeficient tření než pevné povrchy, čímž lze předpokládat nižší třecí odpor při hraní na antuce a tím nižší zatížení na klouby, což má za následek snížení rizika vzniku poranění dolních končetin. Naproti tomu vyšší tření na pevných površích způsobuje zvýšený výskyt poranění kolenních a hlezenních kloubů (Nigg et al., 1987; Stefanyshyn et al., 2006).

Tímto něco málo k problematice tření, jelikož ho nelze opomenout, ale nyní se zaměříme více na zatížení nohy demonstrovaném tlakem a silou, jelikož právě kontaktní síla byla výstupním parametrem experimentu. Studie, které se zabývaly právě tímto zatížením plosky nohy na různém povrchu při forhendu, potvrzují vliv povrchu na zatížení plosky nohy. V porovnání pevného povrchu s antukou vyšlo na pevném povrchu vyšší relativní zatížení v oblasti palce a prstů a nižší relativní zatížení v oblasti středonoží (Girard et al., 2007; Girard et al., 2011; Tessutti et al., 2010). Další studie, která se týkala ovšem fotbalu, zkoumala různé druhy pohybu při běhu na přírodní trávě a umělé trávě a vliv těchto dvou povrchů na zatížení plosky nohy. Výsledkem bylo, že nezávisle na pohybu byl na umělém povrchu naměřen vyšší tlak v oblasti centrálního předonoží a oblasti prstů ve srovnání s travnatým povrchem (Ford et al., 2006). Porovnáním travnatého povrchu s asfaltem se zabýval u běžců také Tessutti et al., (2010). Výsledky studie ukazují vyšší průměrné maximální relativní zatížení v oblasti centrální a laterální paty a laterálního předonoží v porovnání s travnatým povrchem. Výše uvedené studie dokazují, že vliv povrchu na zatížení plosky nohy existuje, zároveň však tento problém není ještě široce probádaný. K provedení mého experimentu jsem se inspirovala studii s tenisovou tematikou ohledně zatížení plosky nohy. Bohužel těchto studií není mnoho a já jsem čerpala informace především z Eckl et al. (2011) a Girard et al. (2007) a s těmito studii budu také své hypotézy konfrontovat.

***HI:** Předpokládám, že při forhendovém úderu bude na antuce dopad na region předonoží, zatímco na povrchu Casali bude dopad na region paty.*

Rozdílné pohybové stereotypy, se kterými se pojí i dopad na odlišných kurtech, jsou u tenistů každodenní rutinou. Je známo, že na antuce hráči využívají malého tření

těchto povrchů k tzv. skluzům. Tenisté mají tudíž na antuce tendenci dokončit jejich pohyb k míči právě skluzem, ze kterého jsou schopni rázem okamžitě změnit směr (Miller et al., 2006; Nigg et al., 2009). Díky tomuto skluzu bývá dopad na předonoží, o čemž napovídá mimo jiné i linie průběhu pohybu COP, kdy Damm et al. (2014) ve své studii poukazuje na souvislost průběhu pohybu COP a maximálního tlaku. Studie se zabývala vlivem pevného povrchu a antuky na zatížení plosky nohy a na linii COP při forhendu. Výsledky ukázaly nižší maximální tlak na antuce oproti pevnému povrchu v rámci celé nohy. V době nejvyššího naměřeného tlaku při úderu, byl průběh pohybu COP více anteriorně, což značí došlap na přední část nohy. Winter (1995) podotýká, že pokud dochází k posunu průběhu pohybu COP dopředu, dochází k nárůstu aktivity flexorů. S ohledem na všechny tyto změny na antukovém povrchu lze předpokládat naopak více zranění ve smyslu natažení či natržení především lýtkových svalů či m. tibialis posterior a také větší riziko vzniku plantární fascitidy (Pluim et al., 2006).

Hypotéza 1 předpokládá vliv různého typu povrchu na dopad při forhendovém úderovém kroku za použití antukových bot. Hypotéza byla vyhodnocována na základě vizuálního porovnání grafů střednic časových průběhů sil pro region paty, předonoží a celé plosky nohy u každého probanda při úderovém forhendovém kroku. Z grafů střednic časového průběhu sil popsanych ve výsledkové části u každého probanda můžeme říci, že povrch v našem případě vliv na dopad má. Z těchto střednic lze vyčíst rozložení silového zatížení v oblasti předonoží, paty i celé plosky nohy na začátku i během celého úderového kroku. U sedmi z deseti probandů, a to u probanda č. 1, 2, 3, 4, 8, 9 a 10, se prokázal na antuce dopad na region předonoží. U zbylých třech probandů, u probanda č. 5, 6 a 7, byly na začátku forhendového úderového kroku vyšší hodnoty sil v regionu paty, šlo tedy o dopad na patu. V grafech je také dobře vidět, zda mají křivky ostré peaky, či zda jsou plynulejšího charakteru. Právě tento plynulejší charakter střednic bez ostrých peaků poukazuje na sklouznutí, které antuka umožňuje. Tento skluz se neprokázal pouze u jednoho probanda, a to u probanda č. 6. Křivka střednic u tohoto probanda má peak ostrého charakteru, z čehož lze předpokládat, že ke skluzu nedošlo. V provedení skluzu na antuce se můj experiment shoduje s ostatními autory, uvádějícími, že na antuce hráči využívají primárně skluzu (Dixon et al., 2015; Miller et al., 2006). Skutečnost, že u třech probandů vyšel dopad jinak, může být

způsobeno malým počtem probandů, individuálním stereotypem pohybu či nezkušeností hráče, popřípadě jinou naučenou technikou.

Naopak druhý předpoklad uvádějící dopad na region paty na povrchu Casali byl potvrzen u všech 10 probandů. V grafech střednic časového průběhu sil v oblasti paty byly vidět ostré peaky, což je typické právě pro dopad na patu na pevném povrchu. Z toho lze také odvodit, že na povrchu Casali nebyl u žádného probanda proveden skluz. Toto potvrzuje i Damm et al. (2014), který také neshledal při testování forhendových situací na pevném povrchu u hráčů provedení skluzu. Dopad na patu může být vysvětlen vyššími třecími vlastnostmi těchto pevných povrchů, které nedovolují sklouznutí, a případný dopad na předonoží na těchto površích by zvýšil riziko vzniku úrazu (Stilles et al., 2006).

H2: Předpokládám, že při forhendovém úderu bude na antuce vyšší maximální síla na plosce nohy v regionu předonoží a regionu palce s prsty, zatímco na povrchu Casali bude vyšší maximální síla regionu paty. Region středonoží zůstane bez významné změny maximálních sil.

Ověření této hypotézy na rozdíl od hypotézy 1 bylo již provedeno statistickou metodou t-test a testován byl vliv povrchu na maximální silové zatížení plosky nohy v jednotlivých regionech (pata, středonoží, předonoží, palec s prsty a celá ploska nohy) napříč skupinou. Srovnávacím parametrem zde byla průměrná relativní maximální síla [N/kg]. Tato hypotéza obsahovala více předpokladů. Prvním předpokladem bylo, že na antuce za použití bot na antuku bude při forhendovém úderu větší maximální síla na plosce nohy v oblasti předonoží a regionu palce s prsty. Vyhodnocením pomocí statistické metody t-test nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl průměrných relativních maximálních sil v regionu předonoží na antuce a povrchu Casali, $p=0,11073$. Naopak byl zaznamenán signifikantní rozdíl průměrných relativních maximálních sil v případě regionu palce s prsty, $p=0,0001846$, ovšem vyšší hodnoty byly pro povrch Casali oproti antuce, což se neshoduje s naším předpokladem vyšší maximální síly pro region palce s prsty na antuce. V těchto výsledcích se také neshodujeme se studií Eckl et al. (2011), kde shledali naopak vyšší průměrnou relativní maximální sílu v oblasti palce s prsty na antuce v porovnání s pevným povrchem. Celkově jak na pevném povrchu, tak na antuce v této studii při hře deseti forhendových úderů vycházely větší maximální relativní síly, kde na antuce byly 6,5 N/kg vs. pevný povrch 5,6 N/kg ve srovnání s naším experimentem, kde na antuce byly 4,4 N/kg vs. povrch Casali 5,2 N/kg. Toto může být

ovlivněno především zkoumanou herní situací, jelikož já jsem se zaměřila na vyhodnocení pouze jednoho úderového kroku, kdežto Eckl et al. (2011) v tomto případě porovnával deset odehraných forhendů.

Druhým předpokladem bylo, že na povrchu Casali bude vyšší maximální síla v regionu paty oproti antuce. Tuho část hypotézy se podařilo potvrdit. Na povrchu Casali za použití bot na antuku byla signifikantně vyšší průměrná maximální relativní síla než na antuce, $p = 1,69706 \cdot 10^{-17}$, tedy $p < 0,05$. V grafu č. 11, kde jsou znázorněny dosahované hodnoty průměrných relativních maximálních sil, je vidět, že na povrchu Casali dosahuje průměrná relativní maximální síla hodnoty až 14,41 N/kg, kdežto na antuce je tato hodnota pouze 5,98 N/kg. V tomto předpokladu se naopak s výsledky studie Eckl et al. (2011) shodujeme. V této studii při hře od základní čáry, které se zúčastnilo osm probandů, byl měřen tzv. vějíř (běh na zadní čáře v osmi různých směrech) a byla shledána významně vyšší průměrná maximální relativní síla v oblasti paty na pevném povrchu než na antuce. Nicméně tato hodnota na antuce (7,1) N/kg je v porovnání s našim experimentem (5,98) N/kg vyšší, naopak hodnota na pevném povrchu (10,8) N/kg je v porovnání s našim experimentem (14,41) N/kg nižší. Rozdíly mohou být jednak vlivem herní situace, která byla v případě studie Eckl et al. (2011) agresivnější než v našem případě, ale také rozdílným počtem naměřených a vyhodnocovaných kroků. V mém experimentu byl vyhodnocován jeden úderový krok pravé dolní končetiny při forhendu, na rozdíl od studie Eckl et al. (2011), kde bylo měřeno a vyhodnocováno 33 kroků pravé dolní končetiny a provedení herní situace bylo tedy pro hráče delší. Naproti tomu Girard et al. (2007) ve své studii neshledal žádné signifikantní rozdíly v průměrné relativní maximální síle v regionu paty na různých typech povrchů při hře od základní čáry, kde bylo vyhodnocováno 48 kroků pravé dolní končetiny. Tento výsledek může být ovšem ovlivněn faktem, že v případě této studie byla celá ploska nohy rozdělena do 9 regionů a mimo jiné zde byla pata ještě rozdělena na mediální a laterální část. S podobnými výsledky studie jako Girard et al. (2007) se také setkali Wang et al. (2012), kteří porovnávali tři povrchy na běhání (beton, umělou gumu a trávu), ovšem ploska nohy zde byla také rozdělena do 9 regionů a ani v této studii nebyl shledán významný rozdíl průměrné relativní maximální síly v oblasti paty na různých površích. Naopak zde byl shledán významný rozdíl v maximálním tlaku, který byl vyšší na betonu v porovnání s ostatními dvěma povrchy

v oblasti celé plosky nohy, laterálního středonoží, centrálního předonoží a laterálního předonoží.

Třetím předpokladem bylo, že oblast středonoží bude bez významné změny na různých površích. Tato část hypotézy byla opět potvrzena pomocí statistického t-testu, jelikož zde byly shledány signifikantní rozdíly průměrných relativních maximálních sil na antuce a na povrchu Casali, $p=0,13504$. Signifikantně nevýznamné rozdíly průměrných relativních maximálních sil v oblasti středonoží při porovnání herních situací od základní čáry a deseti forhendových úderů na antuce a pevném povrchu potvrzuje také Eckl et al. (2011).

H3: *Předpokládám, že při forhendovém úderu budou vyšší hodnoty maximálních sil pro celou plosku nohy na povrchu Casali než na antuce.*

Tato hypotéza byla také statisticky testována a byla interpretována pomocí parametru průměrné relativní maximální síly. Metodou t-test byl potvrzen signifikantní rozdíl hodnot průměrné relativní maximální síly pro celou plosku nohy na antuce oproti povrchu Casali, $p= 5,92212*10^{-14}$. Jak můžeme vidět z grafu č. 15, na povrchu Casali je hodnota průměrné relativní maximální síly vyšší v porovnání s antukou. Zde se shodují se studií Eckl et al. (2011), která uvádí také vyšší hodnotu průměrné relativní maximální síly v celém regionu nohy na pevném povrchu, s hodnotou pro patu 18,5 N/kg a pro antuku 14,8 N/kg při tenisové herní situaci od základní čáry. Průměrná relativní maximální síla byla v mém případě na antuce nižší, 14,2 N/kg a na povrchu Casali vyšší, 22,6 N/kg. V případě studie Girard et al. (2007) nebyly shledány žádné signifikantní rozdíly průměrných relativních maximálních sil v regionu celé plosky nohy na antuce oproti pevnému povrchu.

Současné výsledky ukazují, že silové a tlakové zatížení plosky nohy se liší napříč tenisovými povrchy s výrazně odlišnými třecími vlastnostmi. Větší zatížení na dolní končetiny je pozorováno na tvrdém povrchu, jelikož tyto povrchy dovolují rychlejší akcelerační a decelerační změny pohybu (Lynch et al., 2002). Toto tvrzení ohledně většího zatížení potvrzuje můj experiment, ve kterém byla shledána větší maximální relativní síla na povrchu Casali v oblasti paty, palce a prstů a zároveň i v oblasti celé plosky nohy oproti antukovému povrchu. Zároveň Kulund et al., (1979) uvádí, že na pevném povrchu mají hráči větší problémy s klouby, především kolenními, a ve své studii prokázal, že hráči, kteří trávili většinu svého herního období na tvrdém

povrchu, měli více zdravotních problémů s kolenními klouby, než hráči, kteří hráli na antuce. Problematikou zatěžování kolenních kloubů při hraní na tvrdém povrchu se také zabýval Schimokoci et al. (2008) a ve své studii uvedl, že k maximální zátěži LCA dochází buď po počátečním kontaktu s podložkou (17-60ms) nebo v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (do 30° flexe). Tento rozsah flexe v kolenních kloubech na pevném povrchu oproti antukovému při forhendové situaci v tenise potvrdil ve své studii Dixon et al., (2015). Naproti tomu na antukovém povrchu, jak uvedl Damm et al., (2014) je sice zatížení na plosku nohy nižší, ale toto zatížení při úderovém kroku trvá oproti pevnému povrchu delší dobu, což souvisí s možností skluzu na antukovém povrchu. Hra na antukovém povrchu, kde je umožněn skluz, vede spíše k natažení svalů, svalovým rupturám či plantární fascitidě, zatímco při hře na pevném povrchu dochází spíše ke zranění kolenních a hlezenních kloubů (ruptury LCA, výrony v hlezenním kloubu).

V závěru bych chtěla říci, že v průběhu výzkumu bylo snahou zachovat co nejpřirozenější podmínky pro experiment. I přesto však existovalo mnoho faktorů, které mohly ovlivnit výsledky měření. Měření probíhalo v prostředí tenisové haly TJ Spojé v Praze, na kterou jsou hráči zvyklí. Věřím, že tím byl komfort pro hráče splněn, avšak faktory, které jsem nebyla schopna ovlivnit, byly teplota v nafukovací hale či stále stejné vlastnosti antukového povrchu, jelikož ten se mění každým dnem, například jen dle pokropení před samotnou hrou.

Další vliv, který se mohl projevit na výsledcích měření, je vlastní obuv hráčů v mém experimentu. Z hlediska komfortu hráče jde jistě o výhodu, ovšem z hlediska objektivního hodnocení to má své nevýhody, jelikož každá bota má jiné vlastnosti, které mohou hráči dovolit odlišný pohyb po kurtu. Pořídit však stejné boty pro všechny hráče nebylo v mých možnostech. Byl zde ještě jeden faktor, který mohl ovlivnit objektivní vyhodnocení, a tím byla rychlost probanda, která byla určena jako možná maximální. Ve skutečnosti je však pravděpodobné, že každý hráč má jinou maximální rychlost. Na druhou stranu jsem ale ponechala hráči jeho standard odehrání úderů beze změn, což bylo cílem studie.

Samotné tenzometrické zařízení Pedar-X i s kabely od tlakoměrných stélek je třeba během každého měření upevnit k hráči, což mohlo vést k určitým chybám při měření. Můžete se totiž stát, že toto upevnění bude vadit probandovi k provedení situace, čehož jsme se ale snažila vyvarovat. Studie ukazují, že měření pomocí systému Pedar-X

je přesné ve většině oblastí chodidla, avšak existují průzkumy, které odhalily nižší přesnost výsledků v oblasti 2 až 5. prstu (Putti et al., 2007).

Dalším problémem mohly být samotné tlakoměrné stélky, které jsou propojeny se zařízením pomocí kabelu. I když byly stélky vybrány pro každého probanda zcela individuálně tak, aby co nejvíce seděly do sportovní obuvi, nelze stoprocentně zajistit, že vždy budou stélky přesně odpovídat tvaru a velikosti chodidla konkrétního probanda. S tlakoměrnými stélkami se pojí i vliv rozdělení stélek na regiony, které může být zcela individuální. Je tedy obtížnější porovnávat výsledky se studii, ve kterých byly stélky rozděleny na jiný počet regionů.

Na závěr je důležité upozornit také na to, že výsledky studie v rámci této diplomové práce nelze zobecňovat na širší mužskou populaci tenistů, protože zkoumaný malý soubor probandů tvořili pouze muži v průměrném věku 22,4 let s průměrnou hmotností 77,4kg. Všichni byli hráči na úrovni I. tenisové třídy. K zobecnění a porovnání výsledků výzkumu by bylo zapotřebí sledovat více probandů z širší části populace.

7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda dochází ke změně silového zatížení v oblasti plosky nohy při úderové fázi forhendu v otevřeném postavení v závislosti na typu hracího povrchu. Testování se zúčastnilo 10 hráčů na tenisové úrovni rovné I. třídě pražské soutěže, v průměrném věku 22,4 let. Na měření byl použit přístroj Pedar-X.

Z výsledků mé práce jsem zjistila, že pokud jde o hru na pevném povrchu Casali, hráči dopadají na patu, kde dochází k velkým a rychlým nárůstům sil na začátku forhendového úderového kroku. Region paty je zde tedy více zatěžován a hráči mají na pevném povrchu problémy především s kolenními klouby. Naopak při hře na antuce je více zatěžována oblast předonoží. Velikosti sil působících na tuto oblast však nedosahují tak vysokých hodnot jako síly v regionu paty při hře na povrchu Casali, trvají ale většinou delší dobu. Antuka umožňuje provedení skluzu, se kterým se pojí spíše svalové ruptury.

Tenis je velmi populárním sportem napříč všemi věkovými kategoriemi a já věřím, že tato diplomová práce přináší užitečná zjištění, která mohou napomoci jednak trenérům při zaměření se na techniku hry v návaznosti na vlastnosti hracích povrchů, tak především k předcházení vzniku zdravotních problémů a zranění při tenise.

Určitě by bylo zajímavé tuto problematiku dále zkoumat na širším vzorku lidí a při zaměření se na vyhodnocení nejen síly, ale i tlaku, kontaktního času a kontaktní plochy. Zároveň by bylo vhodné zaměřit se na následné kompenzační mechanismy, které by se daly použít při předcházení vzniku zranění.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABRAMS, G. D., RENSTRÖM, P. A. F. H., SAFRAN, M. R. Epidemiology of musculoskeletal injury in the tennis player. *British Journal of Sports Medicine*, 2012, roč. 46., s. 492 – 498.

ALDRIDGE, T. Diagnosing Heel Pain in Adults. *American Family Physician*, 2004, roč. 70, č. 2, s. 332 – 338.

ALLEN, S., WAERLOP, I. Shoe anatomy. [online]. ©2011 [cit. 2. 5. 2017]. Dostupné z: <https://thegaitguys.tumblr.com/post/5931080649/shoe-anatomy-101-if-you-are-truly-to-be-a-shoe>

AYUB, A., YALE, S. H., BIBBO, CH. Common Foot Disorders. *Clinical Medicine & Research*, 2005, roč. 3, č. 2, s. 116 – 119.

BARTLETT, R. Introduction to sports biomechanics: Analysing Human Movement Patterns. New York: Routledge, 2007, 320s. ISBN 0-415-33994-4

BOLLETIERI, N. *Bolletieri's Tennis Handbook*. USA: Copyright by Bolletieri Inc., 2001. ISBN: 0-7360-4036-6.

BROWN, J. *Tennis: Step to Success*. USA: Human Kinetics Publishers, Inc., 2004. ISBN: 0-7360-5363-8.

BUCHBINDER, R., PTASZNIK, R., GORDON, J., BUCHANAN, J., PRABAHARAN, V., FORBES, A. Ultrasound-guided extracorporeal shock wave therapy for plantar fasciitis: a randomized controlled trial. *The Journal of American Association*, 2002, roč. 288, č. 11, s. 1364 – 1372.

BYLAK, J., HUTCHINSON, M. Common sports injuries in young tennis players. *Sports Medicine*, 1998, roč. 26, č. 2, s. 119 – 132.

CAVANAGH, P. R. *Biomechanics of distance running*. Champaign: Human Kinetics Books, 1990, 376 s. ISBN 08-732-2268-7.

COLBERG, R. E., AUNE, K. T., PROPST, M. S. Prevalence of Musculoskeletal Conditions in Tennis – Teaching Professionals. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2016, roč. 4, č. 10, s. 1 – 7.

CRESPO, M., MILEY, D. *Tenisový manuál 2. stupně (pro vrcholové trenéry)*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2002.

DAMM, L., STARBUCK, CH., STOCKER, N., CLARKE, J., CARRÉ, M., DIXON, S. Shoe-surface friction in tennis: influence on plantar pressure and implications for injury. *Footwear Science*, 2014, roč. 6, č. 3, s. 155 – 164.

DE COCK, A., VANRENTERGHEM, J., WILLEMS, T. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait & Posture*, 2008, č. 27, s. 669 – 675.

DIXON, S., FLEMING, P., JAMES, I., CARRA, M. *The Science and Engineering of Sport Surfaces*. Routledge, 2015. ISBN 978-1136479076

DOWLING, A. V., CORAZZA, S., CHAUDHARI, A., ANDDIACCHI, T. Shoe-surface friction influences movement strategies during a sidestep cutting task: implications for anterior cruciate ligament injury risk. *American Journal of Sports Medicine*, 2010 roč. 38, č. 3, s. 478 – 485.

DRAGOO, J. L., BRAUN, H. J. The effect of playing surface on injury rate: a review of the current literature. *Sports Medicine*, 2010, roč. 40, č. 11, s. 981- 990.

DUBIN, J. Athletes strain to avoid Achilles tendon problems [online]. © 2005 [cit. 5. 5. 5017]. Dostupné z:
http://www.dubinchiro.com/articles/BioMechanics_August2005_Achilles.pdf

DURA, J., HOYOS, J., MARTINEZ, A. LOZANO, L. The influence of friction on sports surfaces in turning movements. *Sports Engineering*, 1999, roč. 2, č. 2, s. 97 – 102.

ECKL, M., KORNEIND, P., BACA, A. A comparison of plantar pressures between two different playing surfaces in tennis. *Journal of Sport Sciences*, 2011, roč. 11, č. 2., s. 601 – 604.

ELLENBECKER, T., PLUIM, B. M., VIVENER, S., SNITEMAN, C. Common Injuries in Tennis Players: Exercises to Address Muscular Imbalances and Reduce Injury Risk. *Strength and conditioning journal*, 2009, roč. 31, č. 4, s. 50 – 58.

ELLIOT, B. Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 2006, roč. 40, s. 392 – 396.

FERRAUTI, A., FERNANDEZ-FERNANDEZ, J., KLAPSING, G., M., ULBRICHT, A., ROSENKRANZ, D. Diagnostic of footwork characteristics and running speed

demands in tennis on different ground surfaces. *Sport Orthopaedics and Traumatology*, 2013, roč. 29, s. 172 – 179.

FONG, D. T., HA, S. C., MOK, K. M., CHAN, C. W., CHAN, K. M. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: five cases from televised tennis competitions. *American Journal of Sports Medicine*, 2012, roč. 40., č. 11, s. 2627 – 2632.

FORD, K. R., MANSON, N. A., BLAKE, J. E., MYER, G. D., RICHELLE, C. G., HEIDT, R., HEWETT, T. E. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2006 roč. 9, č. 6, s. 433 – 440.

FX, FY, FZ. In: *Illustrated Dictionary of Podiatry and Foot Science* [online]. © 2009 [cit. 6. 4. 2017]. Dostupné z: <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Fx,+Fy,+Fz>

GILLMEISTER, H. Tennis History. *ITF Coaching and Sport Science Review*, 2008, roč. 46, č. 15, s. 16 – 18.

GIRARD, O., MILLET, G. P., MICALLEF, J. Effects of the Playing Surface on Plantar Pressures During the First Serve in Tennis. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2010, roč. 5, s. 384 – 393.

GIRARD, O., EICHER, F., FOURCHET, F., MICALLEF, J. P., MILLET, G. P. Effects of the playing surface on plantar pressures and potential injuries in tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 2007, roč. 41, č. 11, s. 733 – 738.

GROSSER, M., SCHÖNBORN, R. Závodní tenis pro děti a mladé hráče. Bílina, 2008. ISBN 978-3-89899-374-6

HJEM, N., WERNER, S., RENSTRÖM, P. Injury risk factors in junior tennis players: a prospective 2 – years study. *Scandinavian Journal Of Medicine and Science in Sports*, 2012, roč. 22, s. 40 – 48.

HONG, Y., WANG, L., ZHOU, J. H. Comparison of plantar load when running on treadmill and on cement and grass overground surfaces. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2012, roč. 15, č. 6, s. 554 – 560.

HOSKINS – BURNEYOVÁ, T., CARRINGTON, L. *Tenisové drily*. Brno: CPress, 2015. ISBN 978-80-264-0814-7

CHELUWE, B. V., VRIJE, M. H. Muscle actions and Ground Reaction Forces in Tennis. *International Journal of sports biomechanics*, 1986, roč. 2, s. 88 – 99.

INTERNATIONAL TENNIS FEDERATION. ITF approved tennis balls, classified surfaces & recognised courts 2016 - A guide to products & test methods. In: *itftennis.com* [online]. © 2016 [cit. 5. 4. 2017]. Dostupné z: <http://www.itftennis.com/media/224137/224137.pdf>

IVANČEVIČ, T., JOVANOVIČ, B., DUKIČ, M., MARKOVIČ, Š., DUKIČ, N. Biomechanical analysis of shots and ball motion in tennis and the analogy with handball throws. *Physical Education and Sport*, 2008, roč. 6, č. 1, s. 51 – 66.

JANKOVSKÝ, J. *Tenis – Nácvik úderu, taktika hry, stavba a údržba kurtu*. Grada, 2002a. ISBN 80-247-0169-3.

JANKOVSKÝ, J. *Tenis*. Praha: Grada, 1.vyd. 2002b. ISBN 80- 247-0169-3

KADLEC, P., KRATOCHVÍL, J., *Kniha sportů*. 1. Vyd, Praha: Knižní klub, 2009. ISBN 978-80-242-2558-6.

KACHANATHU, S. J., KUMAR, P., MALHOTRA, M. Relevance and Incidence of Musculoskeletal Injuries In Indian Tennis Players; an Epidemiological Study. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 2014, roč. 2, č. 5, s. 1 – 5.

KIBLER, W. B., SAFRAN, M. Tennis Injuries. *Epidemiology of Pediatric Sports Injuries*, 2005, roč. 48, s. 120 – 137.

KIRCHNER, J., ŽOFKA Z., *Wimbledon a světové tenisové legendy*. Praha:Fragment, 2012. ISBN 978-80-253-1465-4.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, s. 713. ISBN 978-807-2626-571

KOROMHÁZOVÁ, V., LINHARTOVÁ, D., *Jak dokonale zvládnout tenis*. Praha: Grada Publishing, 2008. ISBN 978-80-247-2316-7

KULUND, D., MCCUE, F., ROCKWELL, D., GRIECK, J. Tennis injuries: prevention and treatment. *The American Journal of Sports Medicine*, 1979, roč. 7, s. 249 – 253.

LANGEROVÁ, M., HEŘMANOVÁ, B. *Tenis a děti*, Praha: Grada Publishing a.s., 2005. ISBN 80-247-1256-3.

LIEBERMAN, D. E. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. 2010, 463(7280), s. 531–535 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Foot+strike+patterns+and+collision+forces+in+habitually+barefoot+versus+shod+runners>.

LIEBERMAN, D. E. Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3(2), s. 86-94 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000350>.

LINHARTOVÁ, D., *Tenis*. Praha: Grada Publishing a.s., 2009. ISBN 978-80-247-2703-5.

MAQUIRRIAIN, J. The interaction between the tennis court and the palyer: how does surface affect leg stiffness? *Sports Biomechanics*, 2013, roč. 12, č. 1, s. 48-53.

MARTIN, C., PRIoux, J. Tennis Playing Surfaces: The Effects On Performance and Injuries. *Journal of Medicine and Science in Tennis*. 2016, roč. 21, č. 1, s. 11 – 18.

MCDERMOTT, I. D. Meniscal tears. *Current Orthopaedics*, 2006, roč. 20, s. 85 – 94.

MCPOIL, T. G. Athletic footwear: Design, performance and selection issues. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2000, roč. 3, s. 260 – 267.

MIDDLETON, J. A. Plantar Fasciitis – Hell Pain in Athletes. *Journal of Athletic Training*, 1992, roč. 27, č. 1, s. 70 – 75.

MILLER, S. Modern tennis rackets, balls, and surfaces. *British Journal of Sports Medicine*, 2006, roč. 40, s. 401 – 405.

MUHAMAD, A. Comparison of Open and Closed Stance Forehand Strokes among Intermediate Tennis Players. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 2016, roč. 4, č. 1, s. 26 – 32.

MURPHY, K., CURRY, E. J., MATZKIN, E. G. Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Medicine* [online]. 2013, 43(11), s. 1131-1138 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23990440>.

NIGG, B. M., SEGESESSER, B. The influence of playing surfaces on the load on the locomotr systém and on football and tennis injuries. *Sports Medicine*, 1988, roč. 5, s. 375 – 385.

NIGG, B., SEGESESSER, B. Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Science*, 1987, roč. 5, č. 6, s. 117 – 145.

NOVEL ELECTRONICS INCORPORATED. Pedar ® system. In: *novelusa.com* [online]. © 2012 [cit. 5. 4. 2017]. Dostupné z: http://www.novelusa.com/assets/pdf/pedar/pedar_mobile-pedography_web.pdf

NOVEL GMBH. Pedar ® - X. In: *novel.de* [online]. © 2008

ORENDURFF, M., ROHR, E., SEGAL, A., KWEON, CH., MEDLEY, J., GREEN, J.

PAVELKA, K., ROVENSKY, J. *Klinická revmatologie*. Praha: Galén, 2003. ISBN 80-7262-174-2.

SUPERSOFT PRO TURF. In: *casalisport.com* [online] [s.a.]. [cit. 5. 5. 2017]. Dostupné na: http://www.casalisport.com/en/supersoft_pro_turf

PLUIM, B. M., STAAL, J. B., WINDLER, G. E., JAYANTHI, N. Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 2006, roč. 40, s. 415 – 423.

POHL, M. B., HAMILL, J., DAVIS I. S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2009, 19(5), s. 372-376 [cit. 5. 4. 2017]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19741308>.

PUTTI, A., B., ARNOLD, G., P., COCHRANE, L., ABBOUD, R., J. The Pedar in – shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait nad Posture*. 2007, roč. 25, č. 3, s. 401 – 405.

QUATMAN, C. E., QUATMAN-YATES, C. C., HEWETT, T. E. A „Plane“ Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *Sports Medicine*, 2010, roč. 40, č. 9, s. 729 – 746.

REID, M., ELLIOTT, B., CRESPO, M. Mechanics and Learning Practices Associated with the Tennis Forehand: A Review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2013, roč. 12, s. 225 – 231.

- RENSTRÖM, P. A. F. H. *Tennis: handbook of sports medicine and science*. Blackwell Science Ltd a Blackwell Publishing Company, 2002. ISBN 0-632-05034-9
- RENSTRÖM, P. A. F. H., LYNCH, S. A. Ankle ligament injuries. *Brazilian Journal of Sporting Meicine*, 1998, roč. 4, č. 3, s. 71 – 80.
- RINEBERG, D. *Reciept for a Tennis Player's Soul*. Florida: Frederick Fell Publishers, Inc, 2004. ISBN: 0-88391-117-5.
- ROETERT, E., P., KOVACS, M., S. *Tennis anatomy*. Human Kinetics, 2011.
- SALLIS, R. E., JONES, K., SUNSHINE, S., SMITH, G., SIMON, L. Comparing Sports Injuries in Men and Women. *International Journal of Sports Medicine*, 2001, roč. 22, s. 420 – 423.
- SHIMOKOCHI, Y., SHULTZ, S. J. Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 2008, roč. 43, č. 4, s. 396 – 408.
- SCHOLL, P., *Tenis*. České Budějovice, 2002. ISBN 80-7232-169-2
- SCHÖNBORN, R. *Moderní výuka tenisové techniky*. Praha: Grada Publishing a.s., 2006. ISBN 978-3-89-124-427-2
- SILVA, R., TAKAHASHI, R., BERRA, B., COHEN, M. Medical assistance at the Brazilian Juniors tennis circuit – a one – year prospective study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2002, roč. 6, č. 1, s. 16 – 20.
- STARE, M., ŽIBRAT, U., FILIPČIČ, A. Stroke effectiveness in professional and junior tennis. *Kinesiologia Slovenica*, 2015, roč. 21, č. 2, s. 39 – 50.
- STEFANYSHYN, D. J., STERGIYOU, P., LUN, V. M., MEEUWISSE, W. H., WOROBETS, J. T. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *The American Journal of Sports*, 2006, roč. 34, s. 1844 – 1851.
- STILES, V. H., DIXON, S. J. The Influence of Different Playing Surfaces on the Biomechanics of a Tennis Running Forehand Foot Plant. *Journal Of Applied Biomechanics*, 2006, roč. 22, s. 14 – 24.
- ŠRUBAŘ, M. *Jak běhat a jak si vybrat boty na běhání* [online]. © 2015 [cit. 4. 5. 2017]. Dostupné z: <http://www.techblog.cz/veda/jak-behat-a-jak-si-vybrat-boty-na-behani.html>

- TÁBORSKÝ, F., *Sportovní hry II*. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. ISBN 80-247-1330-6.
- TESSUTTI, V., TROMBINI-SOUZA, F., RIBEIRO, A. P., NUNES, A. L., SACO-IDE, C. In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2010, roč. 13, č. 1, s. 151 – 155.
- TEUSDEA, C. C., PETRESCU, T. Technical details of the forehand men's tennis. *Science, Movement and Health*, 2016, roč. 16, č. 2, s. 711 – 715.
- UZU, R., SHINYA, M., ODA, S. A split – step shortens the time to perform a choice reaction step – and – reach movement in a simulated tennis task. *Journal of Sports Sciences*, 2009, roč. 27, č. 12, s. 1233 – 1240.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAVERKA, F., ČERNOŠEK, M. *Základní tělesné rozměry a tenis*. Olomouc, 2007. ISBN 978-80-244-1647-2
- VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
- WANG, L., HONG, Y., LI, J. X., ZHOU, J. H. Comparison of Plantar Loads During Running on Different Overground Surfaces. *Research in Sports Medicine*, 2012, roč. 20, s. 75 – 85.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 1995, č. 3, s. 193 – 214.
- WÖLLZENMÜLLER, F. *Běhání*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp, 2006. 128s. ISBN 80-7232-282-6.
- YU, B., GARRETT, W. E. Mechanism of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 2007, roč. 41, č. 1, s. 47 – 51.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1- Souhlas Etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 - Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – pata

Příloha č. 4 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region - středonoží

Příloha č. 5 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region - předonoží

Příloha č. 6 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – palec s prsty

Příloha č. 7 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – total foot

Příloha č. 8 - Vzorek podrážky antukových bot všech probandů

Příloha č. 9 - Seznam obrázků

Příloha č. 10 - Seznam tabulek

Příloha č. 11 – Seznam grafů

Příloha č. 1 – Souhlas Etické komise FTVS UK

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv povrchu na rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu v tenise

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: prosinec 2016 – březen 2017

Předkladatel: Bc. Linda Šebíková

Hlavní řešitel: Bc. Linda Šebíková

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Kateřina Maršáková

Název grantu:

Popis projektu: „Vliv povrchu na rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu v tenise,“ bude výzkum, ve kterém budu porovnávat dva tenisové povrchy společně s dvěma typy sportovní obuvi, přesněji antukové a sálové obuvi. Ve výzkumu jde o zhodnocení rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu v tenise, jak na pevném povrchu, tak na antukovém hřišti za použití obou typů bot. Výsledkem a cílem projektu je otestovat vliv rozdílného povrchu na rozložení tlakových parametrů a nejvíce přetěžovanému segmentu na plosce nohy. Měření bude probíhat pomocí systému Pedar – X od společnosti Novel, který bude zapůjčen z laboratoře UK FTVS. Měření bude probíhat v tenisovém areálu TJ Spoje Praha pod dohledem Ing. Františka Lopota, Ph.D. Kontraindikací pro účast ve výzkumu je jakékoliv závažnější onemocnění, především ortopedického charakteru, které není staršího data, než 1 roky od doby měření. K výzkumu budou vybráni chlapi ve věkovém rozmezí 15 – 30 let.
Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Jedná se o výzkum neinvazivními metodami. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu testování. Mezi kontraindikace výzkumu patří ortopedické úrazy mladší než 1 rok od před dobou měření, migrenózní stavy, horečky, závažnější onemocnění atd. Před začátkem měření, podstoupí každý z účastníků odebrání anamnestických dat a na základě těchto dat, bude následně hlavním řešitelem, případně lékařským konzultantem posouzena způsobilost k účasti ve výzkumu.
Etické aspekty výzkumu: Účastníci projektu diplomové práce nebudou všichni plnoletí z důvodu práce se skupinou provozující pravidelně stejnou sportovní činnost. Výzkum zahrnuje vulnerabilní skupinu nezletilých osob, protože právě v tomto věku se rozvíjí jejich herní činnost, tudíž poukázání na přetěžovanou oblast plosky je zde velice významný, jak pro nynější stav, tak zdravotní stav do budoucna. Mimo to, jsou i nejlépe dostupnou skupinou.
Osobní data budou anonymizovaná (probandi budou v práci označeny číslem). Po anonymizaci budou osobní data smazána.
Informovaný souhlas: přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.
Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 14.12.2016

Podpis předkladatele: 

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 

dne: 

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

- 20 -

razítko UK FTVS


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

ve s souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); [Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování](#) (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a [Úmluva o lidských právech a biomedicíně](#) č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s účastí Vašeho syna ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem „Vliv povrchu a odlišných typů bot na rozložení zatížení nohy při dynamickém pohybu hráčů v tenise“ prováděné na UK FTVS a v tenisovém areálu TJ Spoje Praha.

1. Cílem studie je zjistit vliv antukových a sálových bot na distribuci plantárních tlaků na dvou různých tenisových površích.
2. Vyšetření pomocí systému Pedar – X bude probíhat přibližně ve všech herních situacích a instruktáží přibližně 1h. Během prováděného dynamického pohybu, budete natáčen pomocí videokamery. Celý výzkum se odehraje za přítomnosti odborného personálu z katedry biomechaniky působícího na UK FTVS. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit prováděných v rámci tohoto typu testování.
3. Jedná se o plně neinvazivní metodu a nebude při nich poškozen kožní kryt.
4. Mezi kontraindikace výzkumu patří ortopedické úrazy mladší než 1 roky od doby měření, migrenózní stavy, horečky, závažnější onemocnění atd.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Výsledky práce budou anonymizovány a statisticky zpracovány a získaná data budou využita, uchována a publikována v anonymní podobě pro účely obhajoby diplomové práce na UK FTVS, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.
7. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Linda Šebíková

Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:

Podpis:.....

Budu během výzkumu plně spolupracovat a v případě výskytu jakéhokoliv neobvyklého či nečekaného problému budu ihned informovat svého vyšetřujícího.

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a

v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

.....

Jméno a příjmení zákonného zástupce

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi Podpis:

.....

Příloha č. 3 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – pata

Subject	Region - Pata (antuka)					Průměr	SD	Mean all	SD
Proband č. 1	4,519267	5,017367	3,3295	4,404333	7,118433	4,88	1,40	5,98	2,784673636
Proband č. 2	7,857658	8,48	8,57769	3,981266	8,93538	7,57	2,04		
Proband č. 3	7,976938	8,984188	2,009406	1,521531	6,638563	5,43	3,45		
Proband č. 4	4,959089	3,160286	4,986745	2,439661	1,684479	3,45	1,49		
Proband č. 5	5,448706	3,072647	5,344912	6,120235	4,629618	4,92	1,16		
Proband č. 6	5,296551	1,916899	11,81642	15,95753	8,975127	8,79	5,48		
Proband č. 7	10,20728	8,521848	7,804203	7,608659	6,958478	8,22	1,24		
Proband č. 8	7,636007	5,340784	4,91541	8,447425	7,007015	6,67	1,50		
Proband č. 9	6,339375	2,450903	5,112674	5,871944	2,572743	4,47	1,84		
Proband č. 10	6,099722	2,165278	6,97691	6,576319	5,31941	5,43	1,93		
Subject	Region - pata (povrch Casali)					Průměr	STD	Mean all	SD
Proband č. 1	16,56457	12,1936	15,61083	15,1368	12,1029	14,32	2,05	14,41	3,237190729
Proband č. 2	15,21861	22,18832	19,3787	17,42522	12,80873	17,40	3,63		
Proband č. 3	13,76284	14,11203	15,24184	15,84478	13,29169	14,45	1,06		
Proband č. 4	13,92547	12,88409	14,47581	11,19151	13,80263	13,26	1,29		
Proband č. 5	13,80474	13,86065	15,99024	14,57938	12,58491	14,16	1,25		
Proband č. 6	11,66775	12,76462	12,91247	12,96547	2,589209	10,58	4,50		
Proband č. 7	8,783587	9,163913	13,50257	9,910217	11,63304	10,60	1,96		
Proband č. 8	18,99866	15,63802	19,35478	17,81104	20,78157	18,52	1,93		
Proband č. 9	13,92177	14,06865	13,37146	13,03934	13,89535	13,66	0,44		
Proband č. 10	18,32045	16,73816	17,93882	16,22479	16,36767	17,12	0,95		

Příloha č. 4 - Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – středonoží

	Region - Středonoží (antuka)					Průměr	SD	Průměr	SD
Proband č. 1	3,29	3,62	4,2	3,23	5,49	3,966	0,836148312	4,591	1,314256063
Proband č. 2	2,64	4,07	3,12	4,83	4,62	3,856	0,8483537		
Proband č. 3	4,14	6,24	3,64	4,99	4,48	4,698	0,887837823		
Proband č. 4	2,59	3,67	4,16	2,88	2,04	3,068	0,758350842		
Proband č. 5	3,85	4,63	6,73	5,35	5,38	5,188	0,953150565		
Proband č. 6	3,87	4,33	3,18	4,81	7,18	4,674	1,363474972		
Proband č. 7	6,37	7,87	7,01	6,18	5,52	6,59	0,797019448		
Proband č. 8	4,14	4,88	5,53	6,37	4,11	5,006	0,860664859		
Proband č. 9	4,45	3,22	3,06	4,34	3,89	3,792	0,566723919		
Proband č. 10	3,56	5,02	4,14	5,8	6,84	5,072	1,167328574		
	Region - Středonoží (povrch Casali)					Průměr	SD	Průměr	SD
Proband č. 1	3,33	3,87	4,07	3,73	3,45	3,69	0,2704071	4,8658	1,23812615
Proband č. 2	4,93	4,46	3,98	5,18	4,08	4,526	0,467401326		
Proband č. 3	5,44	3,05	6,26	6,77	6,04	5,512	1,302879887		
Proband č. 4	3,75	3,76	3,42	2,49	3,27	3,338	0,464387769		
Proband č. 5	4,4	3,91	5,17	5,73	6,81	5,204	1,017636477		
Proband č. 6	5,01	4,34	5,57	4,56	7,11	5,318	0,990018182		
Proband č. 7	6,43	5,41	4,97	4,73	5,67	5,442	0,593107073		
Proband č. 8	5,14	5,47	7,98	7,41	6,15	6,43	1,0979071		
Proband č. 9	4,1	4,26	3,1	3,96	4,01	3,886	0,406034481		
Proband č. 10	3,68	4,93	6,25	6,11	5,59	5,312	0,938432736		

Příloha č. 5 Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region - předonoží

Subject	Region - předonoží (antuka)					Průměr	SD	Mean all	SD
Proband č. 1	5,1061	4,5654	4,9004	4,4811	4,940033	4,80	0,264627698	7,92	1,92657175
Proband č. 2	8,756772	8,462848	9,842722	10,91877	8,320918	9,26	1,102457114		
Proband č. 3	8,993063	8,475781	8,242	9,904938	8,331063	8,79	0,688109745		
Proband č. 4	5,547995	7,186979	9,372813	9,161615	9,559714	8,17	1,746605114		
Proband č. 5	6,192382	7,871559	6,018735	6,905647	8,018676	7,00	0,924842745		
Proband č. 6	9,195411	9,550316	10,75627	5,787753	8,621266	8,78	1,847316329		
Proband č. 7	5,398877	10,66058	4,955906	9,100326	6,863659	7,40	2,438655139		
Proband č. 8	8,603172	9,803619	9,498881	8,13903	8,763396	8,96	0,678609558		
Proband č. 9	7,920382	8,638125	7,205451	7,471215	7,793715	7,81	0,542772058		
Proband č. 10	5,984097	14,14642	6,419306	7,665035	6,894028	8,22	3,370103382		

Subject	Region - předonoží (povrch Casali)					Průměr	SD	Mean all	SD
Proband č. 1	9,3337	10,91487	6,423967	9,632567	8,3003	8,92	1,678735292	8,59	2,07732077
Proband č. 2	8,205095	8,537468	8,98962	8,861203	9,333892	8,79	0,432006809		
Proband č. 3	7,120875	7,057531	8,466563	7,917531	9,177344	7,95	0,902523326		
Proband č. 4	6,777865	7,206615	7,257057	6,807839	6,346146	6,88	0,370636004		
Proband č. 5	9,805441	13,66668	9,799382	12,58394	8,284294	10,83	2,22010988		
Proband č. 6	9,823006	8,206709	9,215791	8,377089	11,15734	9,36	1,200178686		
Proband č. 7	5,466196	10,30583	5,973768	5,77692	5,268877	6,56	2,112552738		
Proband č. 8	12,7278	13,37567	9,77791	8,250448	13,68993	11,56	2,414844753		
Proband č. 9	5,934931	8,2225	7,069618	5,428542	8,460417	7,02	1,344742669		
Proband č. 10	8,215799	7,000729	8,663785	7,697326	8,440833	8,00	0,665507195		

Příloha č. 6 Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – palec s prsty

Subject	Region - Palec s prsty (antuka)					Průměr	STD	Mean all	SD
Proband č. 1	3,2939	2,461633	3,3281	2,774633	3,6223	3,10	0,46790081	4,41	1,20582139
Proband č. 2	2,643228	4,633101	4,929715	4,272278	4,069557	4,11	0,8838773		
Proband č. 3	4,14125	5,644906	5,442813	5,022063	6,242656	5,30	0,78228809		
Proband č. 4	2,585417	3,494661	3,751771	3,042214	3,665104	3,31	0,48786949		
Proband č. 5	3,849029	6,434471	4,403324	4,536882	4,629706	4,77	0,97815217		
Proband č. 6	3,874335	4,116076	5,00712	2,855316	4,329114	4,04	0,78350998		
Proband č. 7	6,374565	7,228587	6,428841	6,026377	7,871667	6,79	0,74973737		
Proband č. 8	4,143881	3,786082	5,144366	3,143097	4,877687	4,22	0,81252676		
Proband č. 9	4,450035	4,698542	4,0975	3,437049	3,220035	3,98	0,63706011		
Proband č. 10	3,563299	5,152847	3,675625	5,141319	5,023299	4,51	0,816656		

Subject	Region - palec s prsty (povrch Casali)					Průměr	STD	Mean all	SD
Proband č. 1	4,0683	6,133733	3,2263	4,035167	3,727567	4,24	1,11218495	5,21	1,36534617
Proband č. 2	3,984652	5,800158	4,831772	4,930696	5,1775	4,94	0,65586678		
Proband č. 3	6,257	6,257125	4,989406	6,351719	6,767313	6,12	0,6686593		
Proband č. 4	3,424844	3,060651	2,876536	2,924714	2,492031	2,96	0,33664774		
Proband č. 5	5,165324	5,782941	5,354088	5,493882	5,728706	5,50	0,25766907		
Proband č. 6	5,569367	5,664589	4,809082	6,382342	4,562057	5,40	0,72715014		
Proband č. 7	4,965797	7,718406	6,180942	6,732935	4,730652	6,07	1,24318745		
Proband č. 8	7,982575	7,964515	6,369478	5,427239	7,409254	7,03	1,11014428		
Proband č. 9	3,096215	4,922743	4,339757	2,971632	3,956806	3,86	0,82787274		
Proband č. 10	6,249167	5,993194	5,80125	5,960174	6,106771	6,02	0,16746172		

Příloha č. 7 Studentův koeficient (výstup funkce “t - test”) – region – total foot

Subject	Region - Total (antuka)					Průměr	STD	Mean all	SD
Proband č. 1	11,88437	11,64387	10,89517	10,47487	12,75633	11,53	0,88864137	14,20	2,80915188
Proband č. 2	15,64418	17,58424	17,58978	14,59532	17,41282	16,57	1,37253155		
Proband č. 3	15,55191	17,86884	11,07013	12,43097	14,14088	14,21	2,65595129		
Proband č. 4	11,19828	11,42742	11,60195	11,27432	10,94609	11,29	0,24654047		
Proband č. 5	12,31274	8,975588	10,93479	11,16397	12,41785	11,16	1,39044798		
Proband č. 6	13,50823	12,60339	17,84364	19,5619	15,93402	15,89	2,90586175		
Proband č. 7	12,0025	13,31351	13,78627	12,60732	11,41326	12,62	0,95900023		
Proband č. 8	15,50996	14,43504	14,64616	16,42653	15,95172	15,39	0,84697777		
Proband č. 9	20,00465	16,76094	17,13503	18,01965	14,12094	17,21	2,13396072		
Proband č. 10	13,82142	21,63278	15,49889	14,93816	14,77198	16,13	3,13341248		
Subject	Region - Total (povrch Casali)					Průměr	STD	Mean all	SD
Proband č. 1	21,206	18,57683	20,66357	21,76033	15,11403	19,46	2,71366787	22,06	4,71012234
Proband č. 2	22,79576	37,2756	30,20472	27,12829	18,97035	27,27	7,02935961		
Proband č. 3	21,40681	23,05788	24,34306	23,19816	23,89156	23,18	1,12009718		
Proband č. 4	24,04078	22,72852	25,69044	19,8513	22,99875	23,06	2,13837035		
Proband č. 5	27,82203	29,45682	25,80971	28,58941	21,54759	26,65	3,15252913		
Proband č. 6	16,41402	23,65873	23,71877	21,55864	15,52377	20,17	3,94930535		
Proband č. 7	14,5129	12,15022	16,33424	12,13221	14,06761	13,84	1,76760682		
Proband č. 8	25,60146	18,89731	26,13272	22,2319	27,15112	24,00	3,39876105		
Proband č. 9	23,4467	23,17319	21,93872	20,16802	22,3183	22,21	1,29539191		
Proband č. 10	22,63528	18,69469	23,09354	17,86625	21,54632	20,77	2,35687384		

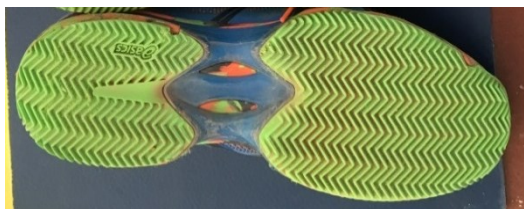
Příloha č. 8 – Vzorek podrážky antukových bot všech probandů



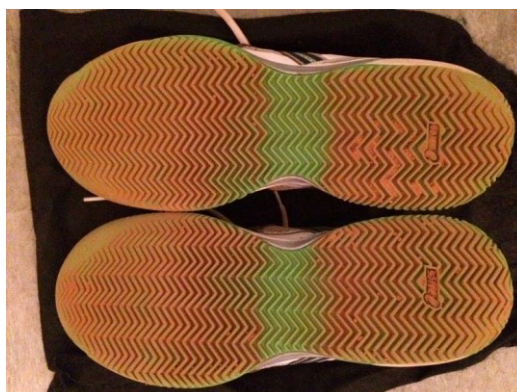
Proband č. 1 – antuková obuv



Proband č. 2 – antuková obuv



Proband č. 3 – antuková obuv



Proband č. 4 – antuková obuv



Proband č. 5 – antuková obuv



Proband č. 6 – antuková obuv



Proband č. 7 – antuková obuv



Proband č. 8 – antuková obuv



Proband č. 9 – antuková obuv



Proband č. 10 – antuková obuv

Příloha č. 9 – Seznam obrázků

Obrázek č. 1 - Jednotlivé vrstvy pevného povrchu Casali (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 2 - Popis jednotlivých částí boty (Allen et al., 2011)

Obrázek č. 3 – Profily podrážek tenisových bot: nahoře boty na antku; dole boty na pevný povrch (Dixon et al., 2015)

Obrázek č. 4 – Forhendový úder v otevřeném postavení (Roeter et al., 2004)

Obrázek č. 5 – Fáze forhendového úderu v otevřeném postavení s vyobraznými svaly (Roeter et al., 2011)

Obrázek č. 6 – Reakční síly podložky (F_x , F_y , F_z , 2009)

Obrázek č. 7 – Dopad na různé části chodidla (Wöllzenmüller, 2006)

Obrázek č. 8 – Znázornění křivky sil v čase při dopadu na patu (Šrubař, 2015)

Obrázek č. 9 – Znázornění křivky sil v čase při dopadu na špičku (Šrubař, 2015)

Obrázek č. 10 – Měřicí sběrné zařízení Pedar X a tlakoměrné stélky značky Novel (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 11 – Antukové hřiště v areálu TJ Spoje v Praze (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 12 – Povrch Casali v areálu TJ Spoje v Praze (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 13 – Proband č. 3: Boty na antuku (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 14 – Stojan na zavěšení tenisového míče 1m nad zemí (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 15 – Schéma herní situace (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 16 – Pásky na upevnění kabelů a bederní opasek na držení baterky a měřicího zařízení (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 17 – Proband č. 4: Upevnění probanda na tělo probanda (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 18 – Proband č. 3: Zobrazení herní situace na povrchu Casali (vlevo) a na antuce (vpravo) těsně před odehráním forhendového úderu (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 19 – maska rozdělená do jednotlivých regionů v programu Pedar-X (foto: autor, 2017)

Obrázek č. 20 – Barevná škála hodnot tlaku v jednotlivých senzorech (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 21 – Program Emedlink – ukázka průběhu tlaku v čase při úderovém kroku u probanda č. 3 (foto: autor textu, 2017)

Obrázek č. 22 – Program č. 3: Časové průběhy sil v oblasti paty, předonoží a celé plosky nohy na antuce a povrchu Casali pro všech 5 pokusů (autor textu, 2017)

Obrázek č. 23 – Proband č. 3 – Střednice časových průběhů sil v oblasti paty (H), předonoží (FF) a celé plosky nohy (Total) pro antuku a Casali (autor textu, 2017)

Příloha č. 10 – Seznam tabulek

Tabulka č. 1 – Anamnestická data výzkumné skupiny

Tabulka č. 2 – Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu paty na antuce a na Casali

Tabulka č. 3 - Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu středonoží na antuce a na Casali

Tabulka č. 4 - Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu předonoží na antuce a na Casali

Tabulka č. 5 - Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu palce s prsty na antuce a na Casali

Tabulka č. 6 - Hodnoty průměrných relativních maximálních sil v regionu celé plošky nohy na antuce a na Casali

Příloha č. 11 – Seznam grafů

Graf č. 1 - Proband č. 1- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 2 - Proband č. 2- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 3 - Proband č. 3 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 4 - Proband č. 4 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 5 - Proband č. 5- Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 6 - Proband č. 6 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 7 - Proband č. 7 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 8 - Proband č. 8 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 9 - Proband č. 9 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 10 Proband č. 10 - Střednice časových průběhů sil pro region paty (H), předonoží (FF) a celou plosku nohy (Total) na antuce a na Casali

Graf č. 11 – Průměrná relativní maximální síla v regionu paty v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Graf č. 12 – Průměrná relativní maximální síla v regionu středonoží v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Graf č. 13 – Průměrná relativní maximální síla v regionu předonoží v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Graf č. 14 – Průměrná relativní maximální síla v regionu palce s prsty v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Graf č. 15 – Průměrná relativní maximální síla v regionu celé plosky nohy v závislosti na typu povrchu za použití bot na antuku

Graf č. 16 – Průměrná relativní maximální síla v regionu paty (H), středonoží (MF), předonoží (FF), palce s prsty (HL) a celé plosky nohy (Total) v závislosti na typu povrchu; $p < 0,05$