



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

## ANALÝZA TECHNIKY ŠLAPÁNÍ NA JÍZDNÍM KOLE

ANALYSIS OF PEDALING TECHNIQUE ON A BICYCLE

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Kohoutek

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Hrbotický

BRNO 2023

# Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

**Student:** Jan Kohoutek

**ID:** 222685

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2022/23

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Analýza techniky šlapání na jízdním kole**

### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Zkoumejte problematiku techniky jízdy v cyklistice. 2) Vypracujte literární rešerši se zaměřením na možnosti analýzy techniky šlapání na jízdním kole. Zaměřte se na případné negativní dopady nesprávné techniky šlapání na zdraví cyklisty. 3) Navrhněte testovací protokol, provedte pilotní měření a případnou optimalizaci protokolu. 4) Provedte měření dle navrhnutého testovacího protokolu. 5) Zpracujte naměřená data. 6) Diskutujte využitelnost tlakových vložek do bot jako nástroje pro analýzu techniky šlapání. Výsledky porovnejte s daty získanými z videoanalýzy.

### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

DUC, Sébastien; BERTUCCI, William; GRAPPE, Frédéric. Strategies for improving the pedaling technique. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2019, 59.12: 2030-2039.

**Termín zadání:** 10.7.2023

**Termín odevzdání:** 10.8.2023

**Vedoucí práce:** Ing. Lukáš Hrbotický

předseda rady studijního programu

### **UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou analýzy techniky šlapání. Práce popisuje techniku jízdy, dopady špatné techniky na zdraví a možnosti analýzy šlapání. V praktické části je provedeno měření podle daného testovacího protokolu a jsou diskutovány dosažené výsledky a využitelnost tlakových vložek jako nástroje pro analýzu techniky šlapání.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Cyklistika, tlakové vložky, 3D kinematická analýza, Medilogic, BTS SMART DX

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis talking about the analysis of the pedalling technique. It describes pedalling technique, the effects of poor technique on health and the possibilities of pedalling analysis. In the practical part, measurements are made according to a given test protocol and obtained results and the applicability of the pressure pads as a tool for the analysis of pedalling technique are discussed..

## **KEYWORDS**

Cycling, pressure insoles, 3D kinematic analysis, Medilogic, BTS SMART DX

KOHOUTEK, Jan. *Analýza techniky šlapání na jízdním kole*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, , Centrum sportovních aktivit, 2023, 38 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Hrbotický

## Prohlášení autora o původnosti díla

**Jméno a příjmení autora:** Jan Kohoutek  
**VUT ID autora:** 222685  
**Typ práce:** Bakalářská práce  
**Akademický rok:** 2022/23  
**Téma závěrečné práce:** Analýza techniky šlapání na jízdním kole

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora\*

---

\*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Lukáši Hrbotickému za odborné vedení, konzultace, velkou trpělivost a podnětné návrhy k práci.

# Obsah

Úvod	10
<b>1 Teoretická část</b>	<b>11</b>
1.1 Technika jízdy	11
1.1.1 Optimální posed a poloha	11
1.1.2 Kadence	13
1.1.3 Síly	14
1.2 Vliv jízdy na kole na zdraví	15
1.3 Použité metody	16
1.3.1 3D Kinematická analýza a její použití	16
1.3.2 Tlakové vložky a jejich využití	17
1.4 Použité přístroje	18
1.4.1 BTS Smart DX	18
1.4.2 Tlakové vložky Medilogic	20
<b>2 Praktická část</b>	<b>22</b>
2.1 Cíle práce a hypotézy	22
2.1.1 Cíle	22
2.1.2 Hypotéza 1	22
2.1.3 Hypotéza 2	22
2.2 Postup měření	22
2.3 Zpracování dat	23
2.4 Vizualní analýza dat	23
2.4.1 Data ze systému Medilogic	23
2.4.2 Data ze systému BTS	24
2.5 Statistická analýza dat	25
2.6 Diskuze	26
<b>Závěr</b>	<b>32</b>
<b>Literatura</b>	<b>33</b>
<b>A Příloha A - Použitý kód</b>	<b>38</b>

# Seznam obrázků

1.1	Optimální nastavení posedu, zdroj: [2]	12
1.2	Kruhové a čtvercové šlapání, zdroj: [12]	14
1.3	Kamery přístroje BTS SMART-DX, zdroj: [22]	19
1.4	Markery, zdroj: [25]	20
1.5	Tlaková vložka Medilogic s modulem, zdroj: [16]	20
1.6	Software Medilogic, zdroj: [5]	21
2.1	Rozložení senzorů na stélce Medilogic se zvolenou částí úseku pro oblast pedálů.	28
2.2	Změna působení tlaku na plochu stélky při nižší a vyšší kadenci v čase.	29
2.3	Změna působení tlaku na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů v čase.	29
2.4	Krabicový graf hodnot tlaků stélek při vyšší a nižší kadenci.	30
2.5	Krabicový graf hodnot tlaků stélek na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů.	30
2.6	Změna úhlu kolenního a kyčelního kloubu a polohy těžiště v čase při nižší a vyšší frekvenci.	31



## Seznam tabulek

2.1	Testovací protokol. . . . .	22
2.2	Hodnoty tlaků stélek při vyšší a nižší kadenci. . . . .	24
2.3	Hodnoty tlaků celé oblasti stélky a daného úseku stélky. . . . .	24
2.4	Rozsahy pohybu kolenního a kyčelního kloubu a změny polohy těžiště. . . . .	25
2.5	P-hodnoty Mann-Whitneyho testu. . . . .	25

# Úvod

Možností analyzovat techniku šlapání pomocí různých metod a přístrojů je mnoho, nejčastěji se technika šlapání posuzuje pomocí kinematické analýzy, ať už 2D nebo 3D, avšak je velmi málo studií zkoumající techniku pomocí tlakových vložek a jejich využitelnosti v tomto prostředí. V teoretické části se budeme zabývat technikou jízdy, a to optimálním posedem a polohou cyklisty na jízdním kole, dále kadencí, jejíž optimální hodnota se podle různých zdrojů liší a silami, které jsou potřeba pro jízdu na kole. Poté budou prozkoumány zdravotní přínosy a vlivy jízdy na kole při špatně provedené technice. V poslední části budou představeny použité metody zkoumání analýzy techniky šlapání a jejich využití a použité přístroje v této práci. V praktické části budou představeny cíle práce a dvě hypotézy. Poté bude ukázán postup měření a zpracování dat, které budou dále vyobrazeny v grafech a tabulkách a bude provedena jejich statistická analýza. Celá práce a všechny výsledky a cíle jsou následně prodiskutovány v diskuzi.

# 1 Teoretická část

## 1.1 Technika jízdy

### 1.1.1 Optimální posed a poloha

Správná poloha cyklisty na kole a jeho posed ovlivňují jeho výkon a výdrž, a především jsou důležité pro jezdcovo zdraví, zejména bolest kloubů. Lidské tělo je velmi přizpůsobitelné, avšak cílem je naopak přizpůsobit kolo člověku, tak aby se mu jelo pohodlně a přizpůsoboval co nejméně. Pro zajištění maximálního pohodlí, výkonnosti, efektivnosti a minimalizaci rizika vzniku zranění je důležité zajistit správný posed cyklisty. Ideální pozice zajišťuje rozdělení hmotnosti cyklisty mezi komponenty kola, tak aby nedocházelo k přetížení zad a paží, a také šlapání s minimálním plýtváním energie. [30]

Individuální pozice cyklisty se seřizuje v závislosti na jeho výšce, podle které se upravuje velikost a geometrie rámu, šířka řídítek, délka představce a délka klik. V ergonomii posedu je důležité dosáhnout daných vzdáleností mezi sedlem, pedály a řídítky, pomocí komponent kola. Pro volnou a harmonickou jízdu na kole je nutné nastavit výšku a sklon sedadla, délku sezení a výšku řídítek individuálně. [30]

Základním údajem pro vhodné zvolení velikosti rámu je výška cyklisty, jelikož ale nemusí být vždy směrodatná, hlavně u žen, které mívají jiný poměr délky dolních končetin než muži, používá se k určení velikosti rámu délka dolních končetin. Kdy pro velikost rámu kola pro sportovní využití se délka končetiny vynásobí faktorem 0,56 a za účelem rekreace faktorem 0,58. Nejdůležitější částí pro velikost rámu je sedlová trubka, z jejíž velikosti se určují velikosti dalších částí rámu, a to horní (důležitá pro délku kola) a spodní rámová trubka, zadní a spodní vidlice a hlavová trubka. [26] [27] [30]

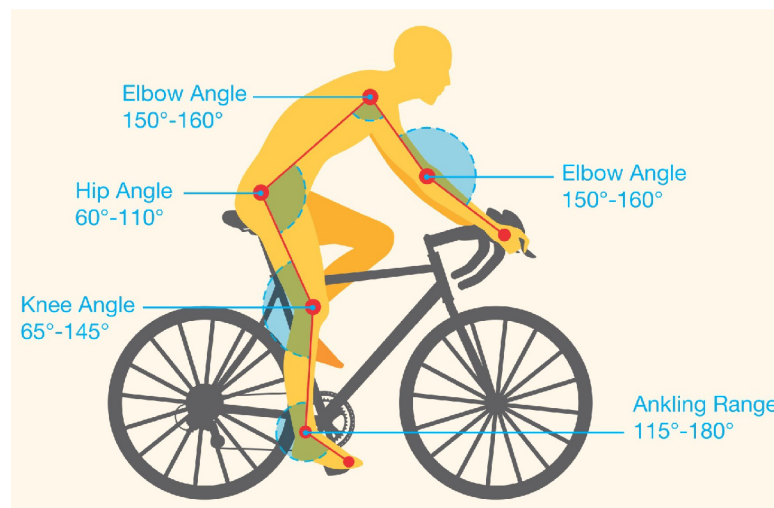
Šířka řídítek je určena šířkou ramen cyklisty. Výška řídítek bývá u silničních kol taková, aby jejich horní plocha byla 2 až 5 cm níže než horní plocha sedla, pro komfortnější jízdu se výška řídítek zvyšuje. Vzdálenost řídítek od sedla je určena délkou trupu a paží a jejich sklonem při daných úhlech, při větším sklonu dochází ke zhoršení pohodlí, ale ke zlepšení práce nohou, z důvodu přenesení váhy na ruce cyklisty. [27]

U sedla se dají upravovat tři parametry, z čehož jeden je čistě individuální a záleží na preferencích cyklisty a jeho pohodlí, tímto míněným parametrem je sklon sedla, kdy při naklonění dolů se sníží přenos otřesů z rámu kola na cyklistu a při náklonu nahoru se zase ulehčí rukám, nejčastější je přesto vodorovná poloha. Zbývajícími dvěma parametry jsou výška sedla a předozadní horizontální pozice sedla, tedy vzdálenost sedla od řídítek. Výška sedla má být taková, že při sezení na něm

a při chodidlu položeném na pedálu v jeho nejnižší poloze by koleno mělo být lehce pokrčeno. Existuje několik metod určení výšky sedla, ty se dělí na dynamické a statické, které jsou častější kvůli jednoduchosti a ekonomickým důvodům. Jednou z metod je změření vzdálenosti mezi zemí nebo jinou pevnou podložkou, na které měřená osoba stojí ve svých příslušných tretrách s kufry a rozkrokem, kdy se poté tato vzdálenost vynásobí číslem 1,09, některá literatura ovšem uvádí i čísla 0,883 a 0,885. Druhou metodou je určení pomocí měření úhlů v kolenu a kotníku, kdy při správné výšce sedla by mělo být dosaženo správných úhlů při flexi a extenzi v kolenním kloubu a flexi a extenzi v kotníku. Třetí metoda spočívá v položení paty na střed pedálu v jeho nejnižší poloze, kdy by měla být natažená noha bez poklesu kyčle. Posun sedla dopředu či dozadu ovlivňuje šlapání, kdy při posunu dozadu je snadnější a lépe se udržuje jeho frekvence, a silové působení na pedály, které je větší při posunu dopředu. Metoda, která se používá pro určení vzdálenosti sedla od řídítek, využívá olovnici spuštěnou z česky kolene, která má protínat osu pedálu, která je v nejnižší a zároveň vodorovné pozici. [7] [27]

Polohu pedálů lze ovlivnit pouze délkou klik, což jsou kovové součásti svírající mezi sebou úhel 180 stupňů spojující pedály se středovým složením a jejichž délka se odvozuje z délky nohou a ovlivňuje efektivitu jízdy. [30]

Při optimální pozici (obr. 1.1) by měla být uvolněná ramena, horní polovina těla by se neměla zapojovat do pohybu, ruce by měly volně držet řídítka, stehna postavená rovnoběžně s podélnou osou kola, chodidlo také rovnoběžné s osou kola a osa pedálu by měla procházet středem kloubu palce, čemuž dopomáhá připevněná tretra. Výška sedla by měla být taková, aby při posedu a chodidle na pedálu při spodní úvratí kliky bylo ohnutí kolenního kloubu  $170^{\circ}$ - $175^{\circ}$ , a jeho poloha vodorovná. [30]



Obr. 1.1: Optimální nastavení posedu, zdroj: [2]

## 1.1.2 Kadence

Kadence je jednou z mála možností, jak mohou cyklisté během závodu ovlivňovat svůj výkon a únavu. Mnohé studie uvádějí, že preferovaná kadence zvolená cyklisty (80 až 100 otáček za minutu) je vyšší než metabolicky optimální (50 až 70 otáček za minutu). "Optimální" kadence pro cyklisty byla ve studiích týkajících se kadence různě definována jako taková, která minimalizuje energetické náklady, svalovou zátěž nebo vnímání námahy. Kadence, při níž jsou minimalizovány energetické náklady a svalová zátěž, nejsou stejné a tyto kadence jsou zase jiné než preferované kadence, při níž cyklisté vnímají nejmenší námahu. To vedlo k rozporuplným názorům na kadenci, kterou by cyklisté měli zvolit, aby maximalizovali svou výkonnost. [1]

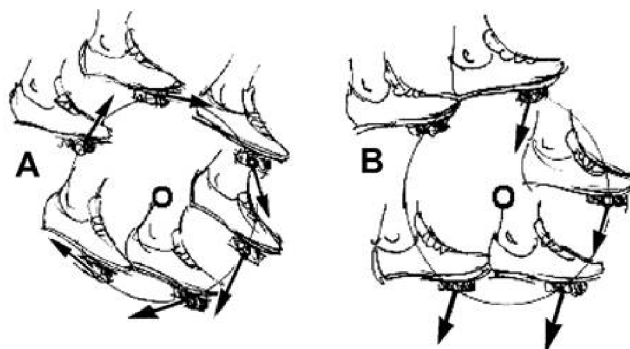
Většina studií zaměřených na zkoumání kadence jízdy na kole jsou omezeny tím, že subjekty jsou testovány v podmínkách v laboratorním prostředí (jízda na stacionárním bicyklovém ergometru v laboratoři) a jen stěží napodobují podmínky při závodech (tj, odpor větru, rovné cesty vs. cesty do kopce, rychlá zrychlení a zpomalení během závodu, atd.). Navíc většina dřívějších prací o preferované kadenci používala tzv. netrénovaných nebo dobře trénovaných amatérských subjektů. V důsledku toho nemusí být údaje z těchto studií použitelné pro profesionální cyklisty. Ve skutečnosti je dobře zdokumentováno, že profesionální cyklisté vykazují pozoruhodné fyziologické vlastnosti ve srovnání s jejich elitními amatérskými kolegy, což může vysvětlovat jejich lepší výkonnost. Kromě toho profesionálové cyklisté musí tento typ zátěže tolerovat až po dobu 3 týdnů v roce na velkých sportovních závodech (Giro d'Italia, Tour de France a Vuelta), oproti tomu závody pro elitní amatéry jsou výrazně kratší. [14]

Ze studie Ansleyho a Cangleho (2009) vyplývá, že neexistuje jediná optimální kadence pro všechny cyklisty, nebo dokonce jediná optimální kadence pro jakéhokoliv jednotlivce. Spíše se zdá, že individuální kadence, při níž je vnímaná námaha minimální, odráží optimální kompromis mezi metabolicky a mechanicky nejefektivnějšími kadencemi. Tato kadence není konstantní a mění se mimo jiné v závislosti na pracovní zátěži, tréninkové adaptaci, prostředí a terénu. [1]

Podle Lucía a spol (2001) si profesionální jezdci při závodech tour během časovek a rovinatých etap automaticky volí vyšší kadence (kolem 90 otáček za minutu), než kadence, které byly ve většině předchozích laboratorních studií považovány za neekonomičtější. Během horských stoupání naopak dosahují úspornějších frekvencí šlapání (okolo 70 otáček za minutu), což je pravděpodobně způsobeno specifickými požadavky této fáze závodu. Nejlepší výkony v nejvíce určující fázích tour (tj. časovky a horské přejezdy) jsou spojeny se schopností udržet se v tempu vysokých rychlostí šlapání. [14]

### 1.1.3 Síly

Pro nejekonomičtější a nejefektivnější šlapání je důležité zvolit správnou kadenci šlapání a zajistit správnou polohu chodidel na pedálech, tak aby docházelo ke šlapání nártem (pomocí nášlapných pedálů s příslušnou obuví). Dále je mnohem účinnější tzv. kruhové nebo kulaté šlapání (obr. 1.2), kdy síla působí na pedál ve směru tečny. Při tomto druhu šlapání by měl úhel v kotníku lehce převyšovat  $90^\circ$  po celou dobu šlapání a kotník by neměl provádět pohyb, ten má být uskutečňován pouze v kyčli a v koleni. Nejvíce zapojeny by měly být svaly hýžděvé a zadní stehenní, při fázi pohybu nahoru by se nemělo tahat nártem za svršek obuvi. Druhým typem šlapání je šlapání čtvercové, kdy síla na pedál působí ve svislém směru a z kruhu se využije jen jedna čtvrtina, tento způsob šlapání je typický pro cyklisty, kteří nemají na svém kole systém nášlapných pedálů, tedy především hobby cyklisté. [20] [27]



Obr. 1.2: Kruhové a čtvercové šlapání, zdroj: [12]

Šlapání na kole probíhá ve čtyřech fázích:

1. Fáze: Tlak nohy dolů

- Dochází k největšímu působení nohy na pedál, kvůli překonání mrtvého bodu v horní úvratí a zapojení hýžděvých, zadních stehenních a lýtkových svalů a svalů chodidla a nártu.

2. Fáze: Posun nohy vzad

- Jsou zde zapojeny svaly zadní stehenní, dvojhlavý stehenní a hýžděvé. Místo s nejmenším kroutícím momentem.

3. Fáze: Tlak nohy vzhůru

- Zapojení holenních svalů a svalů chodidla a nártu. Pro tah vzhůru nutné vlastnění nášlapných pedálů.

4. Fáze: Posun nohy vpřed

- Místo s největším kroutícím momentem. Zapojeny jsou svaly přední stehenní, lýtkové a holenní. [27]

## 1.2 Vliv jízdy na kole na zdraví

Jízda na kole přináší mnoho pozitivních vlivů na zdraví člověka, jako spousta dalších sportů a pohybových aktivit, ale přináší sebou i negativní dopady, když pomíneme úrazy způsobené pády z kola jako jsou úrazy dolních a horních končetin, pánve, hlavy, hrudníku a břicha, tak další zdravotní problémy jsou způsobeny především špatnou technikou jízdy nebo přetrénováním.

Podle studie Oja a spol (2011) existuje vztah mezi množstvím jízdy na kole a pozitivními dopady na zdraví, kdy jízda na kole snižuje riziko výskytu nadváhy, obezity a kardiovaskulárních onemocnění jako jsou infarkt myokardu a cévní mozková příhoda, u dospělých středního až staršího věku se snižuje riziko onemocnění a úmrtí na některé druhy rakoviny a další nemoci. S rostoucí ujetou vzdáleností se může kardiorespirační výkonnost zvýšit u dospělých se slabší kondicí až o 30 % procent. [21]

Značně frekventované jsou problémy s páteří, která je pro pohyb velmi důležitá. Dochází k přetížení jednotlivých páteřních segmentů z dlouhodobého neměnného postavení při jízdě. Hojně vyskytujícím se problémem je horní zkřížený syndrom, který se projevuje kyfózou páteře a jeho příčinou je zkrácení prsních svalů, horních fixátorů lopatek a extenzorů šíje a oslabení dolních fixátorů lopatek a mezilopatkových svalů. Velké nároky z dlouhodobého hlediska jsou kladeny na krční páteř, u které dochází k funkčním poruchám nebo až k patologickým bolestem. Až 58 % dotázaných profesionálních cyklistů z norské studie z roku 2010 přiznalo problémy s bederní páteří, jejichž příčinou jsou především oslabené břišní svaly, následkem těchto problémů mohou být vyhřezlé meziobratlové plotýnky, které jsou nejčastějším problémem způsobeným dlouhodobým zatížením. [20]

Dalším velmi častým problémem je poranění kolenního kloubu, kdy 39 % procent cyklistů z norské studie uvedlo problémy s kolenem. Jednou z poruch související s kolenním kloubem je femoropatelní syndrom, který je způsoben špatnou technikou, nevhodným nastavením posedu či přetěžováním určitých svalů, tento problém častěji postihuje ženy. [20]

Do kategorie negativních dopadů na zdraví způsobené špatnou technikou jízdy na kole také můžeme zařadit bolesti rukou, ramen a paží, z důvodu špatného rozložení hmotnosti těla, zánět Achillovy šlachy, syndrom iliotibiálního traktu (projevuje se často ostrou bolestí v koleni) a burzitida úponu stehenního svalu, vše nejčastěji způsobené špatně nastavenou výškou sedla. Dále také tlaky na močovou trubici a přední část rozkroku zapříčiněné nevhodně nastaveným či tvarovaným sedlem. [26]

## 1.3 Použité metody

### 1.3.1 3D Kinematická analýza a její použití

Kinematická analýza využívá pro analýzu pohybu zákonů kinematiky, což je část mechaniky zabývající se popisem a klasifikací pohybů, popisuje veličiny jako například rychlost a polohu, ze kterých vypočítáváme další důležité veličiny pro analýzu pohybu objektů. Před začátkem samotné analýzy je důležité zajistit, aby kamery snímali aktivitu současně a nepohybovali se během měření, byly synchronizované a zkalibrované a aby alespoň dvě z nich snímali zřetelně viditelný objekt, který je měřen. [23]

Mezi systémy pro 3D kinematickou analýzu můžeme zařadit například Qualisys, SIMI motion systém, Vicon motion systém nebo BTS SMART DX. [24]

Vztah mezi kadencí, technikou šlapání a hrubou účinností šlapání ve své studii z roku 2011 zkoumali Leirdal a Ettema. U cyklistů byla měřena hrubá účinnost (dále HÚ, vypočítána jako poměr pracovní míry a míry metabolických výdajů vypočtených z  $VO_2$  a RER, což je poměr mezi metabolickou produkcí oxidu uhličitého a příjmem kyslíku), silová efektivita (dále SE, poměr mezi silou směřující pod úhlem  $90^\circ$  na rameno kliky a celkovou výslednou silou působící na pedál) a velikost mrtvého bodu (dále VMB, minimální výkon dělený průměrným výkonem během šlapání) při frekvenci odpovídající okolo 75 %  $VO_{2max}$  (maximální množství kyslíku, které je možné dodat pracujícím svalům při fyzické zátěži) při jízdě na kole po rovině a šikmé ploše, se sedlem nastaveným dopředu nebo dozadu, při třech různých kadencích pohybujících se kolem vlastní volně zvolené kadence za předpokladu, že vynikající technika šlapání by měla zajistit vysokou hrubou účinnost. Pro výpočet kinematiky klik a pedálů, které speciálně obsahovali siloměry, a sil na nich působících byl použit 3D videoanalytický systém Qualisys s osmi optickými kamerami. V rámci měření probandů se HÚ, SE a VMB snižovali s rostoucí kadencí. Byl zjištěn silný vztah mezi SE a HÚ, který byl do značné míry vysvětlen volně zvolenou kadencí. Vztah mezi kadencí a SE i HÚ v rámci měření probandů i měření mezi nimi byl velmi podobný, bez ohledu na volně zvolenou kadenci. Energetický výdej je silně spjat s kadencí, ale silová efektivita jako měřítko techniky šlapání není pravděpodobně příčinou tohoto vztahu. [13]

García-López a spol (2015) ve své studii, ve které zkoumali techniku šlapání u silničních cyklistů třech kategorií (profesionální, elitní a klubový), využili dvou metod pro analýzu měření techniky šlapání, a to kinematickou a kinetickou analýzu. Pro testování byly provedeny tři série šlapání s různou zátěží (200, 250 a 300 W) a s konstantní kadencí 90 otáček za minutu, při kterých byly měřeny kinematické a kinetické proměnné. Pro kinetickou analýzu byly přímo z ergometru získány tyto



proměnné: rychlost šlapání, maximální točivý moment, minimální točivý moment, čas kroutícího momentu a délka klikového ramene, z některých těchto proměnných poté bylo možné vypočítat ostatní veličiny, a to kladný a záporný impuls a podíl kladného impulsu (vyjádřený v procentech). Kinematické proměnné byly naměřeny pomocí 2D videoanalýzy, pro tuto studii byly využity tyto veličiny: minimální a maximální úhel a rozsah pohybu v kotníku, koleni a kyčli. Výsledky ukázaly, že profesionální cyklisté vykazovali vyšší podíl kladného impulsu, a to především díky nižšímu odporovému momentu během zdvihu. Dosahovali také většího rozsahu pohybu v kotníku a významné korelace byly zjištěny mezi tělesnou hmotností cyklistů a kinetickými proměnnými: podílem kladného impulsu, minimálním a maximálním točivým momentem. Z těchto výsledků lze odvodit, že profesionální cyklisté měli lepší techniku šlapání než elitní a kluboví cyklisté, protože pro udržení stejného výkonu volili zvýšení tažné síly ve fázi zotavení, tato technika závisela na cyklistických zkušenostech a úrovni odbornosti. [6]

### 1.3.2 Tlakové vložky a jejich využití

Tlakové vložky do bot jsou speciální stélky zaznamenávající rozložení tlaku pod chodidlem. Nejznámějšími výrobci těchto vložek a specializovaných softwarů jsou firmy Pedar, OpenGo, Medilogic z Německa a F-scan, kteří produkují kompletní systémy pro měření tlaků v laboratorních i terénních podmínkách. [9]

A. Davis a spol. (2011) ve své pilotní studii zjišťovali vliv nášlapných pedálů a pedálů s klipsnami na plantární tlak při cyklistice. Plantární tlaky byly měřeny pomocí systému Tekscan Clinical 5.24 F-scan. Měření probíhalo při dvou výkonech (100 a 150 W) při konstantní rychlosti 15 mph. Senzory tlakových vložek byly rozděleny na 12 částí a pomocí natočených videí byla vybrána taková část videa, kde měl být vyvinut největší tlak na palec, protože předpokládali, že v tomto okamžiku bude největší tlak i v dalších 11 částech chodidla. Z výsledků vyplynulo, že potvrzení jejich předem dané nulové hypotézy, že neexistuje dominance žádné z nártních kostí. Dále zpozorovali, že plantární tlaky jsou vyšší u nášlapných pedálů, čímž byla zamítnuta druhá část nulové hypotézy. Posledním zjištěním bylo, že vyšší plantární tlaky byly rozloženy po celém chodidle, z čehož vyvodili, že nášlapné pedály způsobují menší pronaci nohy při chodidle položeném na pedálu v jeho nejnižší poloze. [4]

Vliv různých druhů pedálových systémů a různě zvolené kadence na rozložení plantárního tlaku při šlapání na ergometru při konstantním výkonu zkoumali ve své studii Unterweger a spol. Použité pedálové systémy byli mountbikové a silniční nášlapné pedály a jako referenční hodnota k nim byli využity klasické pedály se sportovní obuví. Měření probíhalo při třech různých hodnotách kadence a to při

60, 80 a 100 otáček za minutu při konstantním výkonu 200 W. Předpokládali, že plantární tlak se bude zmenšovat se zvyšující se kadencí při jakékoliv kombinaci pedálů a bot a také, že nášlapné pedály by měly lépe přenášet energii než klasické pedály. Pro měření tlaků v obuvi byly použity tlakové vložky od firmy Medilogic, kdy měření probíhalo pouze na jedné, a to dominantní končetině. Senzory na vložce rozdělily na šest částí, z toho čtyři byly použity pro bližší zkoumání, a to palec a tři části chodidla pod nártem, odpovídající oblasti pedálů. První i druhou hypotézu nemohli z důvodu použitého měřicího systému ověřit, avšak došli na to, že rozložení tlaku je u každé kombinace pedálů a obuvi velmi odlišné, kdy při použití silničních pedálů dochází k mnohem většímu tlaku na palec a při využití mountbikových pedálů na střední část chodidla pod nártem. [29]

Z článku Milloura a spol (2022) o přehledu literatury o moderních biomechanických technologiích využívaných v cyklistickém odvětví se dozvídáme o možnostech využití tlakových vložek umístěných v obuvi pro různá měření. Pomocí těchto vložek můžeme získat informace o průměrném tlaku v celém chodidle a v zónách chodidla, o místech s maximálními hodnotami tlaku, o poloze a pohybu centra tlaku; o síle vyvíjené každým chodidlem; o pohybu chodidel (pronace nebo supinace) a o symetrii tlaku mezi oběma chodidly. Hlavním účelem využití tlakových vložek je však vybrat vhodnou obuv, zvolit vložky přizpůsobené morfologii chodidla a optimalizovat umístění kufrů. [18]

Další z metod možného využití tlakových vložek pro měření s cílem vybrat vhodnou obuv použili ve své studii Jarboe a Quesada (2003), kteří zkoumali vliv tuhosti dvou typů cyklistické obuvi na maximální plantární tlak v přední části chodidla. Pro testování byly použity dva identické páry obuvi stejné velikosti a od stejného výrobce, lišící se materiálem podrážky a tuhostí, použité materiály pro podrážku byly plast a karbonová vlákna. Boty s podrážkou z karbonových vláken vykazovaly hodnoty tuhosti o 42 % větší v podélném ohybu a 550 % větší v tříbodovém ohybu a také vytvářely maximální plantární tlak o 18 % vyšší než boty z plastu. Z výsledků této studie tedy vyplývá, že profesionální cyklisté trpící na metatarzalgii nebo ischemii dolních končetin by měli být velmi opatrní při používání bot s karbonovou podrážkou, která může jejich stav zhoršit, protože zvyšuje plantární tlak na chodidlo. [10]

## 1.4 Použité přístroje

### 1.4.1 BTS Smart DX

Přístroj BTS SMART DX od italského výrobce BTS Bioengineering umožňuje provádět kinematickou analýzu jakéhokoli typu pohybu pomocí infračervených digitál-

ních HD kamer (obr. 1.3), které snímají trajektorie markerů a umožňují vypočítat úhlové změny každého kloubu. BTS SMART-DX lze spárovat s dalšími přístroji od této firmy, kterými jsou inerciální senzory, tlakové desky a elektrody pro měření EMG. BTS kamery několika typů snímají pohyb s přesností větší než 0,1 mm. Jedna kamera může snímat plochu 4 x 3 x 3 metry nebo 6 x 6 x 3 metry. Tyto kamery v závislosti na daném modelu mají rozlišení snímače od 2,3 Mpx až po 26 Mpx a frekvenci snímání 100 až 300 fps. [3]



Obr. 1.3: Kamery přístroje BTS SMART-DX, zdroj: [22]

Nezbytnou součástí měření infračervenými kamerami jsou markery, což jsou reflexní kuličky připevněné k měřené osobě pomocí oboustranné lepicí pásky a jsou vyráběny v různých velikostech od 6,5 po 19 mm (obr. 1.4). Díky nim jsou přístroje pro 3D kinematickou analýzu schopny měřit jednotlivé části těla, a to kvůli jejich schopnostem odrážet infračervené záření. [25]



Obr. 1.4: Markery, zdroj: [25]

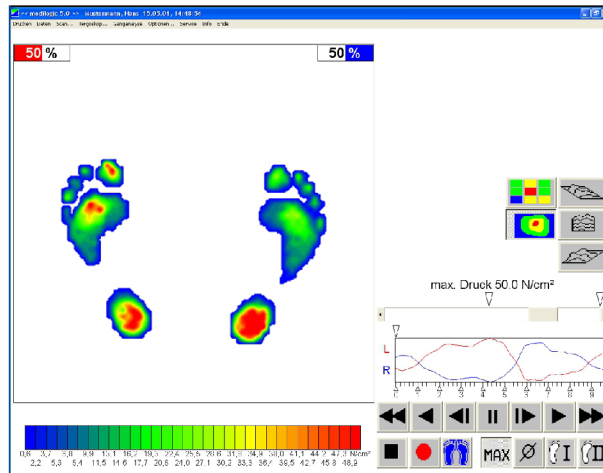
### 1.4.2 Tlakové vložky Medilogic

Pro měření byly použity tlakové vložky Medilogic WLAN insole od německého výrobce Medilogic specializujícího se na lékařské technologie v oblasti biomechaniky a zpracování obrazů, jak u člověka, tak i zvířat. Tyto speciální vložky do bot obsahují podle velikosti vložky až 240 senzorů o velikosti 1,50 x 0,75 cm, rozsah jejich měření je 0,6 až 64  $N/cm^2$  a jejich vzorkovací frekvence je 100 Hz, pro sportovní využití až 400 Hz. K vložkám je připojen modul (obr. 1.5), který je pomocí suchého zipu a bandáže připevněn k noze v oblasti lýtka, tento modul vysílá signál s dosahem až 100 metrů venku a 25 metrů uvnitř budovy do počítače. [17]



Obr. 1.5: Tlaková vložka Medilogic s modulem, zdroj: [16]

V počítači se data otevřou v příslušném softwaru (obr. 1.6), který výsledky zaznamenává a zobrazuje průběhu měření jak v aktuálním čase, tak i zpětně. Tento software, který je jednoduchý na používání a nabízí 2D i 3D zobrazení, dokáže zobrazit jednotlivé kroky a průběh chůze, porovnat dvě měření, ukázat maximální, minimální a průměrné tlaky na podložku a některé dalších funkce. [17]



Obr. 1.6: Software Medilogic, zdroj: [5]

## 2 Praktická část

### 2.1 Cíle práce a hypotézy

#### 2.1.1 Cíle

Cílem práce je zjištění možností využití tlakových vložek do bot jako nástroje pro analýzu techniky šlapání.

#### 2.1.2 Hypotéza 1

Předpokládáme, že plantární tlak bude vyšší při nižší kadenci.

#### 2.1.3 Hypotéza 2

Předpokládáme, že plantární tlak bude vyšší v oblasti pedálů než v oblasti celé stélky.

### 2.2 Postup měření

Po nachystání laboratoře a zapnutí všech potřebných přístrojů a počítačů a jejich nastavení a zkalibrování podle daných pokynů výrobců, přišlo na řadu umístování markerů na měřenou osobu, kterou byl muž (23 let, 182 cm, 72 kg). Bylo použito devatenáct markerů, a to na místo těžiště, levou a pravou kyčli, levé a pravé stehno, levé a pravé vnitřní a vnější koleno, levé a pravé lýtko, levý a pravý vnitřní a vnější kotník, levou a pravou patu a levý a pravý palec. Měření přístrojem BTS a Medilogic tlakovými vložkami probíhalo současně s jízdou na kole, která byla dána testovacím protokolem zobrazeným v tabulce 2.1.

Tab. 2.1: Testovací protokol.

Délka úseku	Výkon	Kadence	Část protokolu
5 minut	50 W	60 rpm	rozjetí
2 minuty	100 W	60 rpm	měření
2 minuty	50 W	75 rpm	rozjetí
2 minuty	100 W	75 rpm	měření
2 minuty	50 W	90 rpm	rozjetí
2 minuty	100 W	90 rpm	měření

Požadované hodnoty výkonu a kadence byli regulovány díky trenážeru, do kterého bylo silniční kolo s pedály s klipsami upevněno. Trenážer byl přes Bluetooth spárován s notebookem, který na svém monitoru zobrazoval v aplikaci aktuální hodnoty kadence a výkonu, části protokolu a čas měření pro orientaci jezdce a dodržování daných hodnot. Po naměření byla data ze softwaru Medilogic vyexportována zvlášť pro každé měření a pro každou nohu do excelových souborů .csv, se kterými bylo dále počítáno v programu Matlab. Data z přístroje BTS byla nejprve upraveny v příslušném softwaru, kde byly nasnímaným bodům přiřazeny příslušné části těla dle daného marker setu, poté byly vyexportovány ve formátu .emt a převedeny do excelovského formátu .csv a dále zpracovávány v programu Matlab.

## 2.3 Zpracování dat

S veškerými daty z obou přístrojů bylo počítáno a pracováno v programovém prostředí Matlab ve verzi R2022b. Pro měření změn rozsahů v daných kloubech a místech i pro měření působení tlaků při nižší a vyšší kadenci, byla jako nižší kadence použita kadence 60 rpm a jako vyšší 90 rpm. Pro vypočítání rozsahu pohybu kolenního kloubu byly nejprve spočítány změny úhlů v koleni pomocí tři bodů nebo-li markerů umístěných na kyčli, koleni a kotníku. Výpočet rozsahu pohybu v kyčelním kloubu, vychází ze změn úhlů v kyčli, ke kterým jsme použili tři body, a to markery situované na stehnu, kyčli a v místě těžiště. Pro výpočet změny polohy těžiště byly nejprve signály obsahující hodnoty poloh v osách x,y a z spojeny do jednoho pomocí euklidovské normy. Z výsledného signálu byl poté spočítán rozsah pohybu v místě těžiště.

Před začátkem pracování s daty z Medilogic bylo důležité vybrat úsek stélky, který odpovídá oblasti pedálů, tento úsek je zobrazen na obr. 2.1. Pro další vyhodnocení dat bylo počítáno s hodnotami působení tlaku na celou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů při obou kadencích a pro obě nohy.

Zpracovaná data byla využita pro tvorbu grafů a pro výpočet hodnot znázorněných v následující kapitole 2.4.

## 2.4 Vizuální analýza dat

### 2.4.1 Data ze systému Medilogic

Na obrázcích 2.2 a 2.3 vidíme změny plantárního tlaku v čase při působení při nižší a vyšší kadenci a při působení na celkovou plochu stélky a na stélku v oblasti pedálů. Z prvního grafu lze vyčíst, že při vyšší kadenci dochází v větším působení tlaku

na plochu stélku v obuvi. Druhý graf nám napovídá o větším působení na plochu stélky v oblasti pedálů.

Krabicový graf či diagram nebo také boxplot je jeden ze způsobů grafických zobrazení dat a rozdílů mezi nimi. V tomto případě vodorovná červená čára v "krabici" znázorňuje medián, modré vodorovné hranice krabice ohraničují první (spodní hranice) a třetí kvartil (horní hranice), černé vodorovné čáry vyznačují maximum (horní čára) a minimum (spodní čára) a červené čáry nad nimi znázorňují odlehle hodnoty. Tyto krabicové grafy na obrázcích 2.4 a 2.5 potvrzují informace, které jsme vyčetli z předešlých dvou grafů.

Tab. 2.2: Hodnoty tlaků stélek při vyšší a nižší kadenci.

Kadence [rpm]	průměr [ $N/cm^2$ ]	směrodatná odchylka
Nižší (60)	1.946	0.2862
Vyšší (90)	2.091	0.2095

Tab. 2.3: Hodnoty tlaků celé oblasti stélky a daného úseku stélky.

Oblast stélky	průměr [ $N/cm^2$ ]	směrodatná odchylka
Úsek odpovídající pedálu	4.2375	0.5495
Celá oblast stélky	4.037	0.3501

V tabulkách 2.2 a 2.3 jsou zobrazeny číselné hodnoty rozsahů a směrodatných odchylek hodnot tlaků stélek při nižší a vyšší kadenci a hodnot tlaků v oblasti celé stélky a stélky v oblasti pedálů. Tyto číselné hodnoty dokládají správnost předpokladů vycházejících z grafů a krabicových diagramů. A to konkrétně, že průměrná hodnota tlaků při vyšší kadenci byla větší než průměrná hodnota tlaků při nižší kadenci. Dále také, že průměrná hodnota tlaků stélky odpovídající oblasti pedálů byla větší než průměrná hodnota tlaků stélky v celkové oblasti.

## 2.4.2 Data ze systému BTS

Data ze systému BTS slouží jako doplňková data, jejichž úkolem je zajistit správnou polohu a pozici jezdce při přechodu mezi danými zvyšujícími se kadencemi, měnícím se výkonem a částmi protokolu. Na obrázku 2.6 můžeme vidět kolísání pohybu v kolenním a kyčelním kloubu a polohy těžiště v čase. Z grafů vyplývá, že rozsah pohybu v kolenním kloubu a změna polohy těžiště se při přechodu na vyšší kadenci zvýšili. Naopak rozsah pohybu v kyčelním kloubu se při přechodu na vyšší kadenci



snížil. Číselné výsledky v tabulce 2.4 potvrzují závěry vyplynuté z grafů a dodávají procentuální rozdíly rozsahů. Nejmenší procentuální rozdíl rozsahu při změně na vyšší kadenci dosahuje kolenní kloub, oproti tomu největší procentuální rozdíl rozsahu byl zjištěn při změnách polohy těžiště.

Tab. 2.4: Rozsahy pohybu kolenního a kyčelního kloubu a změny polohy těžiště.

Část těla	Rozsah při nižší kadenci	Rozsah při vyšší kadenci	Rozdíl rozsahů [%]
Koleno	59.820 °	62.2949 °	8
Kyčel	27.3821 °	21.3280 °	22
Těžiště	1.1904 cm	1.7841 cm	33

## 2.5 Statistická analýza dat

Pro hodnocení hladiny významnosti hypotéz byl použit Mannův-Whitneyho test, protože nebyla splněna podmínka normální rozdělení dat, které bylo testováno pomocí histogramů a Q-Q plotů. Mann-Whitneyho test nebo také Wilcoxonův rank sum test je nejsilnější neparametrický pro dva výběry. Je alternativou nepárového t-testu pro dva výběry není-li splněna podmínky normálního rozložení. Při tomto testu jsou čísla obou zkoumaných skupin spojena a je vytvořeno jejich pořadí, hodnoty jsou pak vráceny do původních skupin a nadále se pracuje již jen s jejich pořadím. Výsledná čísla jsou porovnána s kritickou hodnotou testu, pokud je tato hodnota menší než kritická hodnota testu, zamítáme danou nulovou hypotézu. [19]

Tab. 2.5: P-hodnoty Mann-Whitneyho testu.

Hypotéza	P-hodnota
Hypotéza 1	$1,3126 \cdot 10^{-195}$
Hypotéza 2	$6,0109 \cdot 10^{-83}$

Z výsledků provedených statistických testů vyplývá, že hodnoty se kterými je počítáno v souvislostech s první (hodnoty tlaků při nižší a vyšší kadenci) i druhou (hodnoty tlaků v oblasti celé stélky a stélky v oblasti pedálů) hypotézou si nejsou vzájemně podobné, jelikož výsledné p-hodnoty jsou výrazně menší než kritická hodnota testu (0,05) při hladině významnosti testu  $\alpha = 5 \%$ .

## 2.6 Diskuze

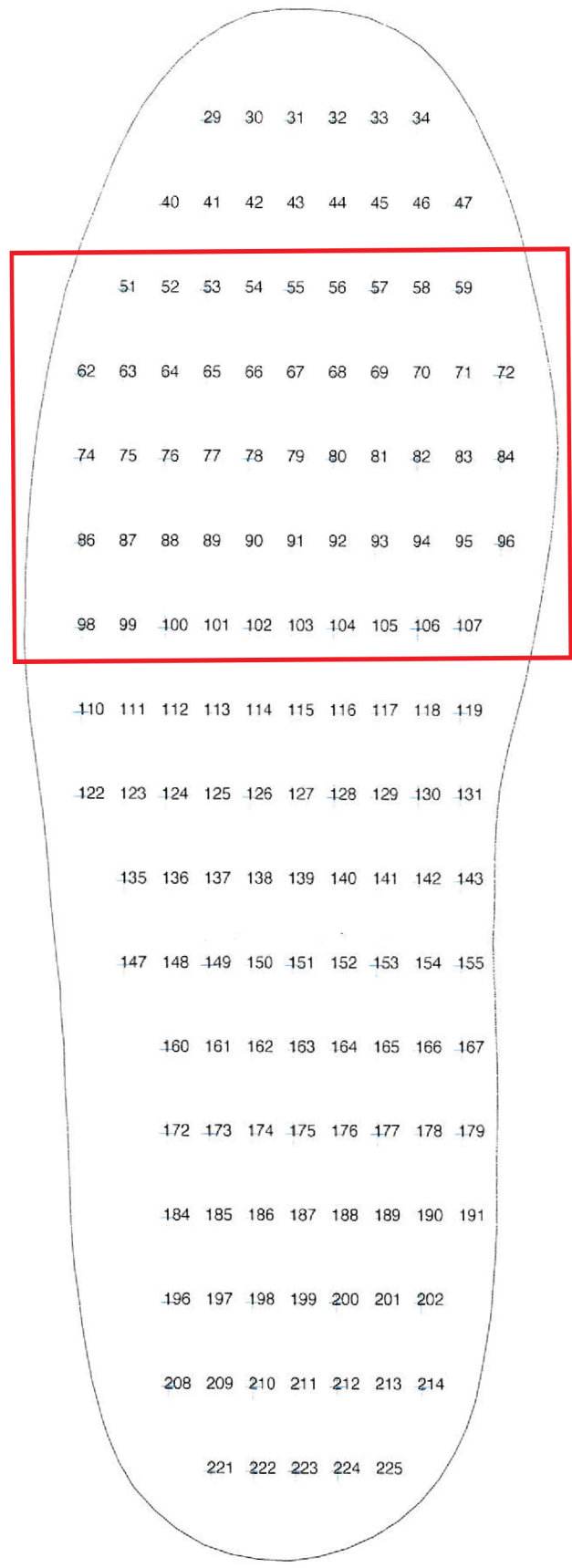
Na začátku praktické části byly na základě literární rešerše vytvořeny dvě hypotézy. První předpokládá, že plantární tlak působící na stélku obuvi bude vyšší při nižší kadenci a druhá předpokládá, že plantární tlak působící na stélku bude vyšší v oblasti pedálů než v oblasti celé stélky. Z dostupných výsledků zobrazených v tabulkách a grafech vyplývá, že vyšší tlak působil na stélku při vyšší kadenci, tudíž zamítáme první hypotézu. Druhou hypotézu nezamítáme, protože větší hodnoty plantárního tlaku působícího na stélku byly zjištěny v oblasti pedálů než v oblasti celé stélky.

Cílem této práce bylo zjistit využitelnost tlakových vložek jako nástroje pro analýzu šlapání. Již literární rešerší bylo zjištěno, že tlakové vložky mají využitelnost v analyzování techniky šlapání, tohle bylo také potvrzeno při měření. Zjistili jsme, že jejich využitelnost začíná od výběru správné obuvi, pedálů či kufrů a předcházení zranění po zjištění symetrií noh při šlapání, rozložení tlaků na stélku nebo změnách tlaků při změně výkonu a kadence. Lze je využít ve všech ohledech, které byly v této práci zkoumány. Při úpravě správné polohy a pozice cyklisty na jízdním kole. Dále je možno díky nim pomoci při určování optimální kadence jedince. Je také možné zjistit působení sil chodidla pro zajištění lepší techniky šlapání a ušetření energie při špatné technice. Další neméně důležitou funkcí je předcházení krátkodobých, ale především dlouhodobých zraněních způsobených špatnou technikou jízdy či špatnou polohou nebo pozicí.

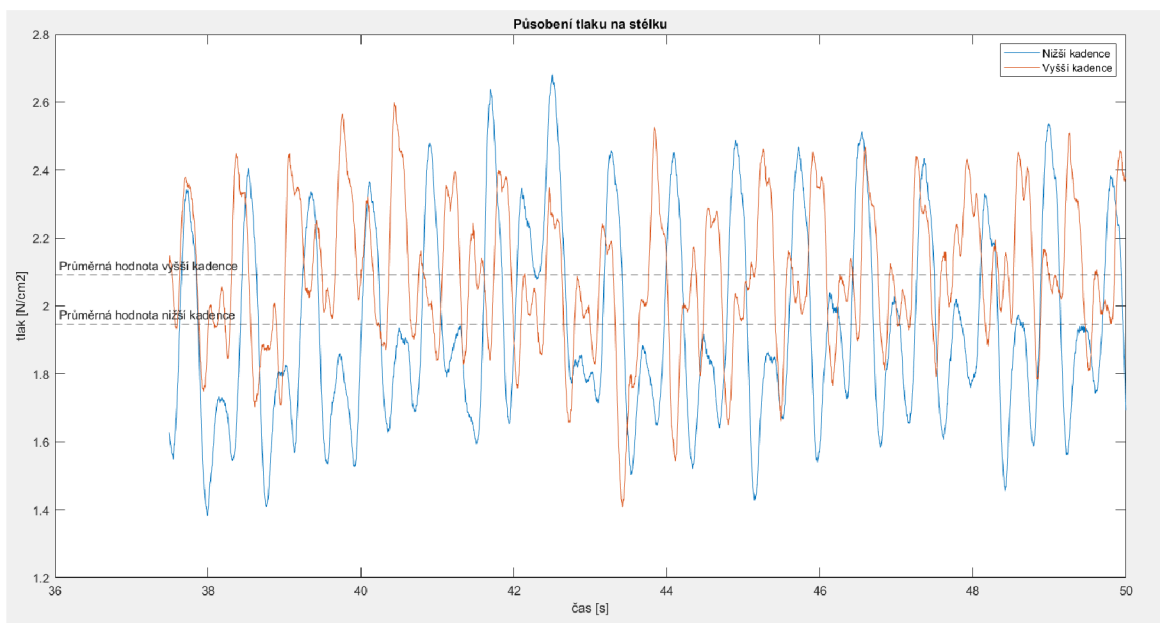
Jelikož byly v této práci použity dvě z mnoha metod analýzy techniky šlapání nabízí se jejich srovnání. První z výhod, kterou mají tlakové vložky oproti 3D kinematické analýze je jejich použití nejen na stacionární kolo či ergometr, protože 3D analýza je omezena prostorem ohraničeným infračervenými kamerami nezbytnými pro tuto metodu, naopak tlakové vložky lze díky bezdrátovému spojení použít i na větší prostor, který je však také omezen vzdáleností, kterou je signál schopný dosáhnout ze zařízení do přijímací stanice. Další výhodou je získání detailnějších informací o zapojení dolních končetin, a to především chodidel, při šlapání, ty jsou důležitou částí zapojenou do techniky šlapání a správného posedu a pozice, díky tomuto detailnějšímu přehledu lze odhalit některé prvky nezjistitelné z 3D analýzy a předcházet, tak například zraněním. Tahle výhoda je ovšem i nevýhodou oproti 3D analýze, protože se zaměřuje jen na část těla. Jednou výhodou je také finanční a časová náročnost, kdy tlakové vložky jsou finančně dostupnější a jejich nastavení a kalibrace jsou časově jednodušší.

Ze všech poznatků dříve zmíněných se domnívám, že tlakové vložky lze použít jako nástroj pro analýzu techniky šlapání, avšak pro komplexnější analyzování a detailnější výsledky si myslím, že neefektivnější je kombinace těchto vložek s 3D kinematickou analýzou či dalšími metodami, které lze i spárovat s některými přístroji

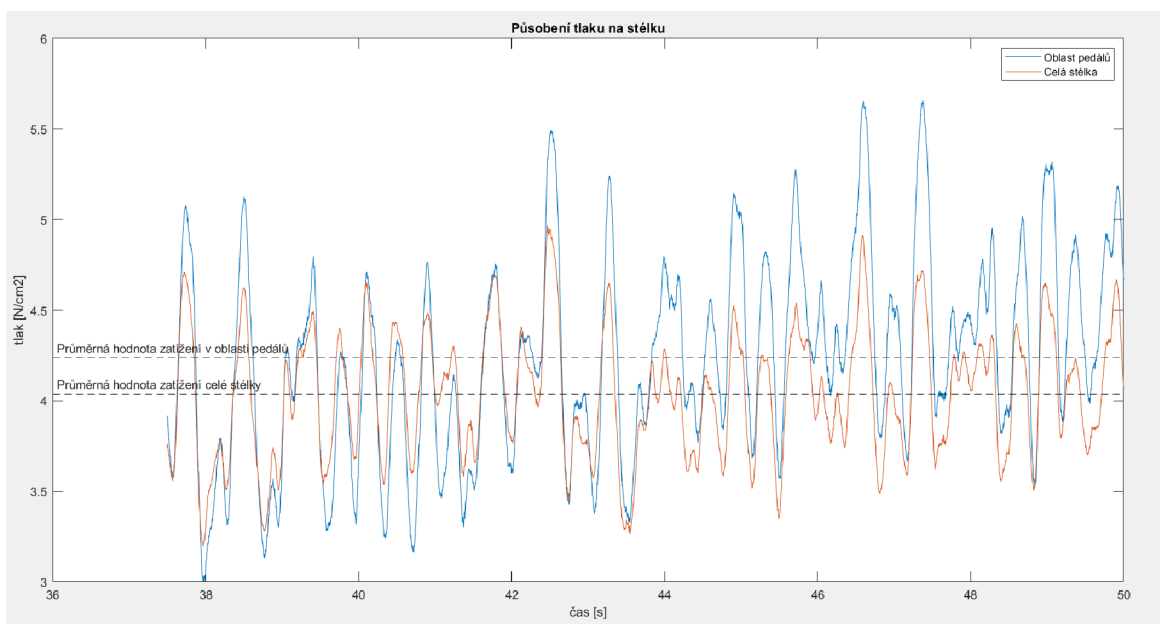
pro 3D kinematickou analýzu.



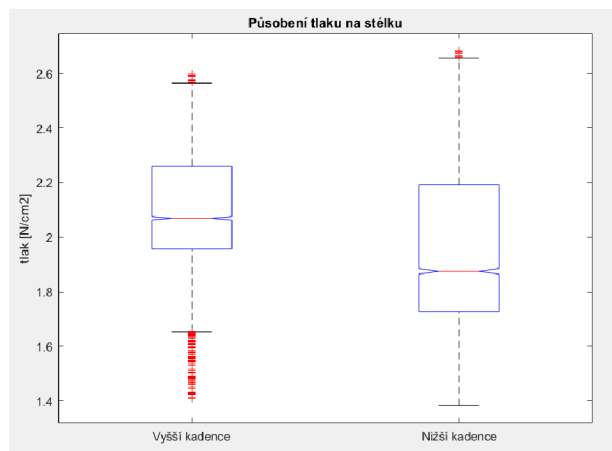
Obr. 2.1: Rozložení senzorů na stélce Medilogic se zvolenou částí úseku pro oblast pedálů.



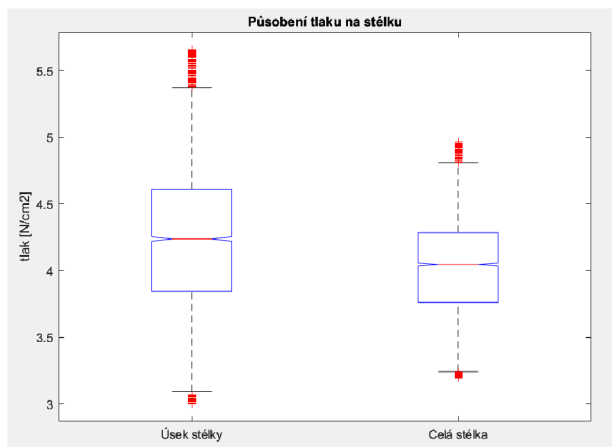
Obr. 2.2: Změna působení tlaku na plochu stélky při nižší a vyšší kadenci v čase.



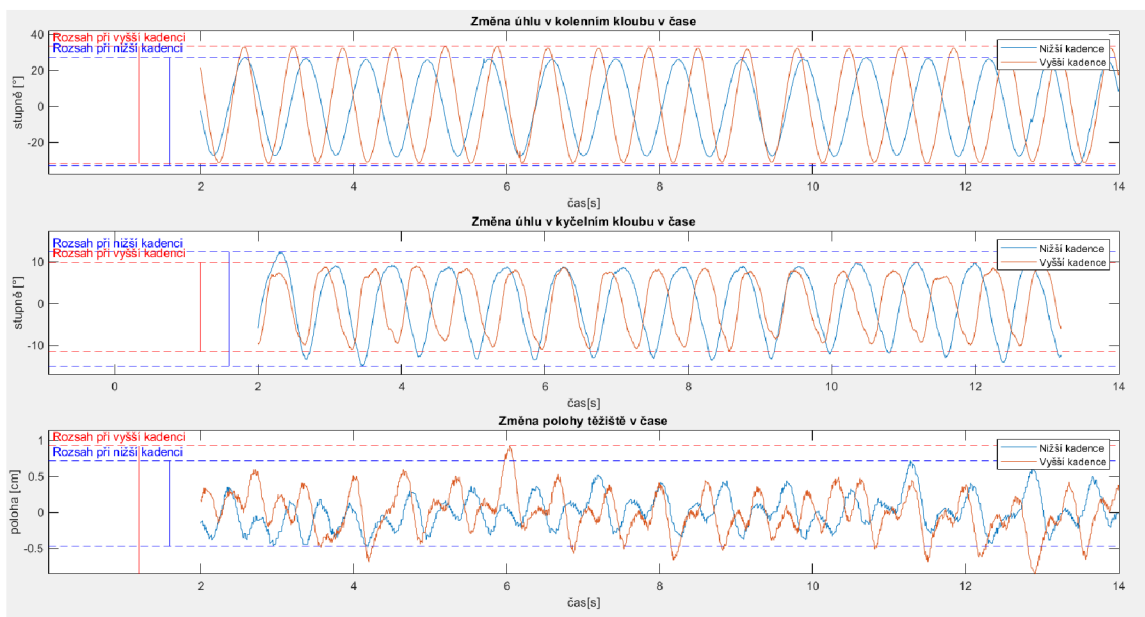
Obr. 2.3: Změna působení tlaku na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů v čase.



Obr. 2.4: Krabicový graf hodnot tlaků stélek při vyšší a nižší kadenci.



Obr. 2.5: Krabicový graf hodnot tlaků stélek na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů.



Obr. 2.6: Změna úhlu kolenního a kyčelního kloubu a polohy těžiště v čase při nižší a vyšší frekvenci.

## Závěr

Bakalářská práce se zabývala analýzou šlapání na jízdním kole. V první části byl stručný přehled o technice, konkrétně o optimálním posedu a poloze a jejich nastavení, poté o vhodné kadenci pro amatéry i profesionály, dále o typech šlapání a svalovém zapojení při šlapání a o vlivu špatné techniky jízdy na krátkodobé i dlouhodobé zdravotní problémy. V druhé polovině teoretické části byla provedena literární rešerše analýzy šlapání pomocí použitých metod a jejich využití v analyzování techniky jízdy na kole. Na konci teoretické části byly ještě představeny použité přístroje a pomůcky.

V praktické části nejprve došlo k představení cíle práce, dvou hypotéz vycházejících z literární rešerše daného problému a postupu měření. Výsledky získané z měření jsou následně vyobrazeny v grafech a tabulkách a jsou podrobeny statistickou analýzou. Celá je práce je následně shrnuta a souvislosti jsou prodebatovány v diskuzi, jejímž závěrem je potvrzení toho, že tlakové vložky mohou sloužit jako nástroj pro analýzu techniky šlapání, avšak pro komplexnější a přesnější měření je vhodnější jejich kombinace s dalšími metodami pro analýzu techniky šlapání.



## Literatura

- [1] ANSLEY, Les a Patrick CANGLEY. Determinants of “optimal” cadence during cycling. *European Journal of Sport Science* [online]. 2009, 9(2), 61-85 [cit. 2023-05-02]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461390802684325.
- [2] Bike Fit, 2021. In: *Kardinya physiotherapy* [online]. Kardinya [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.kardinyaphysiotherapy.com.au/bike-fit/>>.
- [3] BTS Bioengineering, 2019. *BTS Bioengineering* [online]. Italy: BTS Bioengineering [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.btsbioengineering.com/>>.
- [4] DAVIS, Andrea, Troy PEMBERTON, Subhajt GHOSH, Nicola MAFFULLI a Nat PAHDAR. Plantar pressure of clipless and toe-clipped pedals in cyclists - A pilot study.. *Muscles Ligaments Tendons J* [online]. 2011, 1(1), 20-24 [cit. 2023-08-10]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3666464/>.
- [5] Easy handling of the medilogic software. In: *Medilogic* [online]. Germany: T&T medilogic Medizintechnik [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://medilogic.com/en/platform-pro/>>.
- [6] GARCÍA-LÓPEZ, Juan, Sergio DÍEZ-LEAL, Ana OGUETA-ALDAY, Josu LARRAZABAL a José A. RODRÍGUEZ-MARROYO. Differences in pedaling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2015, 34(17), 1619-1626 [cit. 2023-05-15]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2015.1127987.
- [7] HELIS, Luděk. *Analýza techniky šlapání na kole* [online]. Brno, 2018 [cit. 2023-05-02]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/zgugi/PDF.pdf>>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra atletiky, plavání a sportů v přírodě. Vedoucí práce Mgr. Sylva Hřebíčková, Ph.D.
- [8] HOLLIDAY, Wendy, Raymond THEO, Julia FISHER a Jeroen SWART. Cycling: joint kinematics and muscle activity during differing intensities. *Sports Biomechanics* [online]. 2019, 22(5), 660-674 [cit. 2023-05-15]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2019.1640279.

- [9] CHAROUSEK, Jan, 2018. *Analýza rozložení tlaku na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi* [online]. Praha [cit. 2023-05-29]. Dostupné z: <<https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/104432>>. Dizertační práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Sporty v přírodě. Vedoucí práce Soňa Jandová.
- [10] JARBOE, Nathan Edward a Peter M. QUESADA. *The Effects of Cycling Shoe Stiffness on Forefoot Pressure* [online]. 2016, 24(10), 784-788 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1071-1007. Dostupné z: doi:10.1177/107110070302401009.
- [11] JORGE, M. a M.L. HULL. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics* [online]. 1986, 19(9), 683-694 [cit. 2023-05-10]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(86)90192-2.
- [12] KRAČMAR, Bronislav, Jitka DUŠKOVÁ a Karel ZELENKA. Axiální a radiální cyklistický krok. In: *Stereotyp chůze v cyklistice* [online]. Praha [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<http://ceskakinantropologie.cz/eknihy/sborniky/2005-11-16/prispevky/postery/15-Kracmar.htm>>.
- [13] LEIRDAL, Stig a Gertjan ETTEMA. The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2011, 111(12), 2885-2893 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-011-1914-3.
- [14] LUCÍA, Alejandro, Jesús HOYOS a José L. CHICHARRO. Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2001, 33(8), 1361-1366 [cit. 2023-05-03]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-200108000-00018.
- [15] MÁŠOVÁ, Lenka, 2011. *Snímání EMG a jeho hodnocení* [online]. Brno [cit. 2023-05-29]. Dostupné z: <<https://dspace.vutbr.cz/handle/11012/2111>>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Doc. ing. Milan Chmelař, CSc.
- [16] Medilogic foot pressure measuring systems. In: *OTWorld: Join the progress* [online]. Germany [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL:

- <<https://www.ot-world.com/exhibitors-products/product/otworld/411803/172494>>.
- [17] Medilogic WLAN insole, 2017. *Medilogic* [online]. Germany: T&T medilogic Medizintechnik [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/>>.
- [18] MILLOUR, Geoffrey, Andrés Torres VELÁSQUEZ a Frédéric DOMINGUE. *A literature overview of modern biomechanical-based technologies for bike-fitting professionals and coaches* [online]. 2022, 18(1), 292-303 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1747-9541. Dostupné z: doi:10.1177/17479541221123960.
- [19] Neparametrický test pro dva výběry (Mannův-Whitneyho test). [online]. [cit. 2023-08-10]. Dostupné z URL: <<https://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=aplikovana-analyza-klinickyh-a-biologickyh-dat--analyza-a-management-dat-p>>
- [20] NOVÁKOVÁ, Bc. Martina. *Porovnání aktivity svalů při cyklistickém kroku za použití nášlapných a klasických pedálů* [online]. Praha, 2018 [cit. 2023-05-05]. Dostupné z: <<https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/103606/120314548.pdf?sequence=1&isAllowed=y>> Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.
- [21] OJA, P., S. TITZE, A. BAUMAN, B. DE GEUS, P. KRENN, B. REGER-NASH a T. KOHLBERGER. Health benefits of cycling: a systematic review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* [online]. 2011, 21(4), 496-509 [cit. 2023-05-03]. ISSN 09057188. Dostupné z: <doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01299.x>.
- [22] SMART-DX DEVO, 2019. In: *BTS Bioengineering* [online]. Italy: BTS Bioengineering [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx-evo/>>.
- [23] SOUMAR, Libor. *Kinematická analýza* [online]. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011 [cit. 2022-01-06]. ISBN 978-80-7414-399-1. Dostupné z: <[http://pokrok.ujep.cz/elektronicka\\_knihovna/Kinematicka\\_analyza.pdf](http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf)>.
- [24] SULOVSÁ, Kateřina, 2018. *Výzkum biometrických systémů z hlediska jejich důvěryhodnosti a integrity: Analýza změn ve vzorcích chůze* [online]. Zlín

- [cit. 2023-05-29]. Dostupné z: <<https://digilib.k.utb.cz/handle/10563/43763>>. Dizertační práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky, Ústav automatizace a řídicí techniky.
- [25] Super-spherical markers. In: *Qualisys* [online]. Sweden: Qualisys AB [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.qualisys.com/accessories/markers/super-spherical-markers/>>.
- [26] SVATOŠ, Bc. Václav. *Biomechanika šlapání jako předpoklad výkonu v cyklistické části triatlonu* [online]. Praha, 2012 [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: <[https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/43721/DPTX\\_2011\\_2\\_11510\\_0\\_311120\\_0\\_122465.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/43721/DPTX_2011_2_11510_0_311120_0_122465.pdf?sequence=1&isAllowed=y)>. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Mgr. Lenka Kovářová Ph.D., MBA.
- [27] ŠUBRT, Jan. *Analýza techniky šlapání, pomocí moderních diagnostických metod* [online]. Brno, 2012 [cit. 2023-05-05]. Dostupné z: <[https://is.muni.cz/th/fq0hx/Subrt-\\_analyza\\_techiky\\_slapani\\_bak.\\_prace.pdf](https://is.muni.cz/th/fq0hx/Subrt-_analyza_techiky_slapani_bak._prace.pdf)>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra atletiky, plavání a sportů v přírodě. Vedoucí práce Mgr. Sylva Hřebíčková, Ph.D.
- [28] Určení velikosti rámu podle délky dolních končetin, 2023. In: *Bike-eshop.cz* [online]. Praha: Bike-eshop.cz [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.bike-eshop.cz/tabulka-velikosti-kola-k-postave>>.
- [29] Unterweger, C., J. Langer a D. Höftberger. Effect of different pedal-systems and cadences on plantar pressure distribution during pedaling on an ergometer at constant power load. In: *Julian-langer.com* [online]. Rakousko: University of applied sciences Technikum Wien, Vienna [cit. 2023-08-10]. Dostupné z URL: <[www.julian-langer.com/W\\_Arbeiten/EFFECT\\_OF\\_DIFFERENT\\_PEDAL-SYSTEMS\\_AND\\_CADENCES\\_ON\\_PLANTAR\\_PRESSURE.pdf](http://www.julian-langer.com/W_Arbeiten/EFFECT_OF_DIFFERENT_PEDAL-SYSTEMS_AND_CADENCES_ON_PLANTAR_PRESSURE.pdf)>.
- [30] VESELÁ, Bc. Lucie. *Optimální pozice jezdce na jízdním kole* [online]. Brno, 2010 [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: <[https://is.muni.cz/th/qgv3b/Diplomova\\_prace-Vesela.pdf](https://is.muni.cz/th/qgv3b/Diplomova_prace-Vesela.pdf)>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra atletiky, plavání a sportů v přírodě. Vedoucí práce Mgr. Sylva Hřebíčková, Ph.D.
- [31] VÍT, Ladislav. *Problematika konstrukce rámu cyklistického kola* [online]. Plzeň, 2016 [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <<https://dspace5.zcu.cz/bitstream/>>

11025/25264/1/Vit\_BP.pdf>. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta strojní. Vedoucí práce Ing. Ivana MAZÍNOVÁ.

## **A Příloha A - Použitý kód**

V příloze můžeme vidět přiložené kódy sloužící ke zpracování dat z obou přístrojů a následné práci s nimi.