



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 zdravý cyklista. 3) Navrhněte testovací protokol, proveďte pilotní měření a případnou optimalizaci protokolu. 4) Proveďte 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: 13.2.2023

Termín odevzdání: 2.6.2023

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. Na základě subjektivního hodnocení techniky jízdy byly vytvořeny hypotézy, které byly potvrzeny nebo zamítnuty pomocí vyhodnocení dat z přístroje BTS SMART DX a Medilogic tlakových vložek.

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. On the basis of the subjective evaluation of the riding technique, hypotheses were developed and confirmed or rejected by evaluating data from the BTS SMART DX and Medilogic pressure insoles.

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, 36 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	9
1 Teoretická část	10
1.1 Technika jízdy	10
1.1.1 Optimální posed a poloha	10
1.1.2 Kadence	12
1.1.3 Síly	13
1.2 Vliv jízdy na kole na zdraví	14
1.3 Rešerše literatury	15
1.3.1 3D Kinematická analýza a její použití	15
1.3.2 EMG a jeho využití	15
1.3.3 Tlakové vložky a jejich využití	16
1.3.4 Využití kombinace více metod při analýze	17
1.4 Použité přístroje	18
1.4.1 BTS Smart DX	18
1.4.2 Tlakové vložky Medilogic	19
2 Praktická část	21
2.1 Postup měření	21
2.2 Subjektivní hodnocení techniky jízdy a hypotézy	21
2.2.1 Hodnocení parametrů BTS SMART DX	21
2.2.2 Hodnocení parametrů tlakových vložek Medilogic	22
2.2.3 Hypotézy	22
2.3 Zpracování dat	22
2.4 Vyhodnocení	24
2.4.1 Statistické testy pro vyhodnocení hypotéz	24
2.4.2 Vyhodnocení dat	24
Závěr	26
Literatura	27
A Grafické znázornění dat	31

Seznam obrázků

1.1	Optimální nastavení posedu, zdroj: [3]	11
1.2	Kruhové a čtvercové šlapání, zdroj: [12]	13
1.3	Kamery přístroje BTS SMART-DX, zdroj: [21]	18
1.4	Markery, zdroj: [24]	19
1.5	Tlaková vložka Medilogic s modulem, zdroj: [16]	19
1.6	Software Medilogic, zdroj: [5]	20
2.1	Rozložení senzorů na stélce Medilogic se zvolenou částí úseku pro oblast pedálů.	23
A.1	Změna úhlu kolenního kloubu v čase při nižší a vyšší frekvenci.	31
A.2	Změna úhlu kyčelním kloubu v čase při nižší a vyšší frekvenci.	32
A.3	Změna polohy těžiště v čase při nižší a vyšší frekvenci.	33
A.4	Změna působení tlaku na plochu stélky při nižší a vyšší kadenci v čase.	34
A.5	Změna působení tlaku na plochu stélky v obuvi pravé a levé nohy v čase.	35
A.6	Změna působení tlaku na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů v čase.	36

Úvod

Cílem bakalářské práce je provést analýzu techniky šlapání na jízdním kole pomocí 3D kinematické analýzy přístrojem BTS SMART DX a pomocí tlakových vložek Medilogic. Možností analyzovat techniku šlapání pomocí různých metod a přístrojů je mnoho, nejčastěji se techniku 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 jejím vlivu na zdraví a bude provedena literární rešerše možností zkoumání analýzy techniky šlapání pomocí několika metod. Po představení použitých přístrojů, metod a postupů při tomto měření bude v praktické části provedeno analyzování vzniklých hypotéz na základě subjektivního hodnocení techniky jízdy pomocí statistických testů a vyhodnocení dat.

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 hlavně 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 šlapat s minimálním plýtváním energie. [28]

Individuální pozice cyklisty se seřizuje v závislosti na jeho výšku, 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. [28]

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 pro použití k rekreačnímu využití 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. [25] [26] [28]

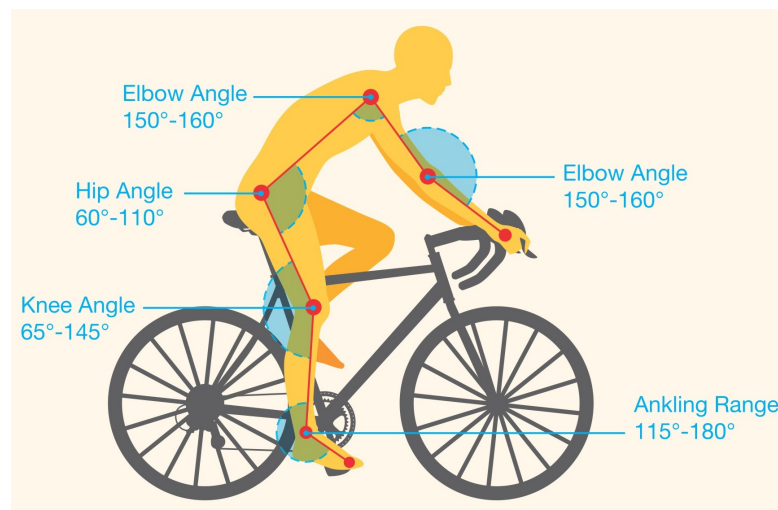
Šířka řídítek je určena šířkou ramen cyklisty. Výška řídítek bývá u silničních kol taková, aby jejich horní plocha byla 2 až 5 cm níže než horní plocha sedla, pro komfortnější jízdu se výška řídítek zvyšuje. Vzdálenost řídítek od sedla je určena délkou trupu a paží a jejich sklonem při daných úhlech, při větším sklonu dochází ke zhoršení pohodlí, ale ke zlepšení práce nohou, z důvodu přenesení váhy na ruce cyklisty. [26]

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 má být taková, že při sezení na něm a chodi-

dlem položeným 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 koleni 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] [26]

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. [28]

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 řídítko, stehna postavena rovnoběžně s podélnou osou kola a chodidlo také rovnoběžné s osou kole a aby osa pedálu procházela středem kloubu palce, čemuž dopomáhá připevněná tretra. Výška sedla by měla být taková, aby při posedu a chodidle na pedále při spodní úvratí kliky bylo ohnutí kolenního kloubu 170° - 175° , a jeho poloha vodorovná. [28]



Obr. 1.1: Optimální nastavení posedu, zdroj: [3]

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]

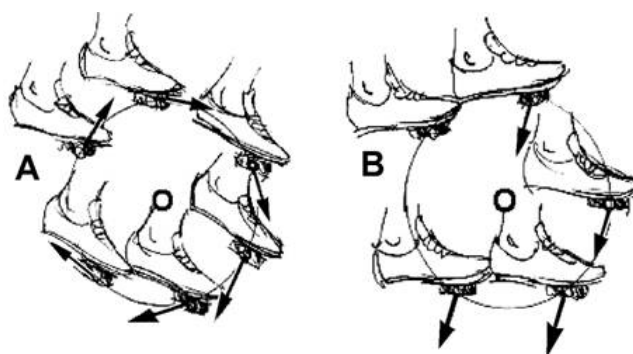
Většina studií zaměřených na zkoumání kadence jízdy na kole jsou omezeny tím, že subjekty jsou testovány v podmínkách v laboratorním prostředí (jízda na stacionárním bicyklovém ergometru v laboratoři) a jen stěží napodobují při závodech (tj. odpor větru, rovné cesty vs. cesty do kopce, rychlá zrychlení a zpomalení během závodu). 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 jednotlivého cyklistu. Spíše se zdá, že individuální kadence, při níž je vnímaná námaha minimální, odráží optimální kompromis mezi metabolicky nejefektivnější kadencí a mechanicky nejefektivnější kadencí. 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 rovinných 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 nejméně určujících 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° po celou dobu šlapání a kotník by se 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. [19] [26]



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 pedály, 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. [26]

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 pomineme 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 a obezity a onemocnění kardiovaskulárních onemocnění jako infarkt myokardu a cévní mozková příhoda, u dospělých střední až staršího věku se snižuje riziko onemocnění a úmrtí na některé druhy rakoviny a další příčiny. S rostoucí ujetou vzdáleností se může kardiorespirační výkonnost zvýšit u dospělých se slabší kondicí až o 30 % procent. [20]

Značně frekventované jsou problémy s páteří, která je pro pohyb velmi důležitá a 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 až k patologickým bolestem. Až 58 % otázaných 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 a jsou nejčastějším problémem způsobeným dlouhodobým zatížením. [19]

Dalším velmi častým problémem je poranění kolenním kloubem, kdy 39 % procent z cyklistů z norské studie doznalo 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. [19]

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. [25]

1.3 Rešerše literatury

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. [22]

Mezi systémy pro 3D kinematickou analýzu můžeme zařadit například Qualisys, SIMI motion systém, Vicon motion systém nebo BTS SMART DX. [23]

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° 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 sedadlem 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 obsahoval 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 snižovaly 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]

1.3.2 EMG a jeho využití

Elektromyografii využíváme pro měření elektrické aktivity svalů, EMG měří akční potenciály motorických jednotek. Měří se elektromyografem, což je vícekanálový přístroj pro měření aktivity svalů a měření rychlosti šíření vzruchů v nervové soustavě. K měření se používají dva druhy elektrod, které jsou připojeny k elektromyografu,

a to povrchové, které snímají velký počet motorických jednotek a jehlové, které snímají menší počet motorických jednotek. [15]

Jorge and Hull (1986) ve své studii zkoumali elektromyografickou aktivitu osmi svalů dolní končetiny za pomoci čtyřkanálového přístroje měřícího EMG. Za účelem zkoumání několika výzkumných hypotéz bylo určeno pět podmínek šlapání, které byly velmi podobné, jen se jednotlivě lišily v typu boty, výšce sedla, rychlostním stupni a hodnotě wattů. Z výsledků autoři vyvodily tyto závěry:

1) Úroveň svalové aktivity čtyřhlavého stehenního svalu je ovlivněna typem nošené obuvi, její úroveň je vyšší u obuvi s měkkou podrážkou oproti cyklistické obuvi s pevnou podrážkou.

2) Úroveň svalové aktivity je výrazně ovlivněna podmínkami šlapání (zátěž, výška sedla a typ obuvi)

3) Svalová aktivita je závislá na výšce sedadla a úroveň aktivity kvadricepsů klesá s větší výškou sedadla. [11]

1.3.3 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]

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]

1.3.4 Využití kombinace více metod při analýze

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, kolenu a kyčli. Výsledky ukázali, 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 klubovní cyklisté, protože pro udržení stejného výkonu volili zvýšení tažné síly ve fázi zotavení, tato technika závisela na cyklistických zkušenostech a úrovni odbornosti. [6]

Kombinaci EMG analýzy a kinematické analýzy ve formě 3D videoanalýzy použili Holliday a spol (2019) v jejich studii o změnách velikosti EMG dolních končetin a kinematiky celého těla při třech různých intenzitách cvičení (60 %, 80 % a 90 % maximální tepové frekvence). Pro kinematickou analýzu byly naměřeny úhly v kolenu, kotníku, kyčli, hrudníku, ramenech, loktech a páteři. Dvě elektrody pro měření EMG byly umístěny na následující svaly: velký hýžďový sval, na tři ze čtyř hlav čtyřhlavého stehenního svalu, přední holenní sval, lýtkový sval a dvojhlavý sval stehenní. Podstatné výsledky byly prokázány pro všechny klouby kromě kyčelního a ramenního. Dorzální flexe hlezenního kloubu a extenze kolenního kloubu se u cyklistů při vyšší intenzitě zvýšila o 6 až 9 %. Flexe v loketním kloubu se mezi nejnižší a nejvyšší intenzitou zvýšila o 39 %, zatímco bederní a hrudní flexe se zvýšila o 7 %. U všech měřených svalových skupin došlo při vyšších intenzitách k významnému zvýšení amplitudy EMG signálu. [8]

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 digitálních 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 elektrodami pro měření EMG. Do systému lze zapojit neomezené množství BTS kamer různých typů, které snímají pohyb s přesností větší než 0,1 mm. Celý systém kamer 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. [4]



Obr. 1.3: Kamery přístroje BTS SMART-DX, zdroj: [21]

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. [24]



Obr. 1.4: Markery, zdroj: [24]

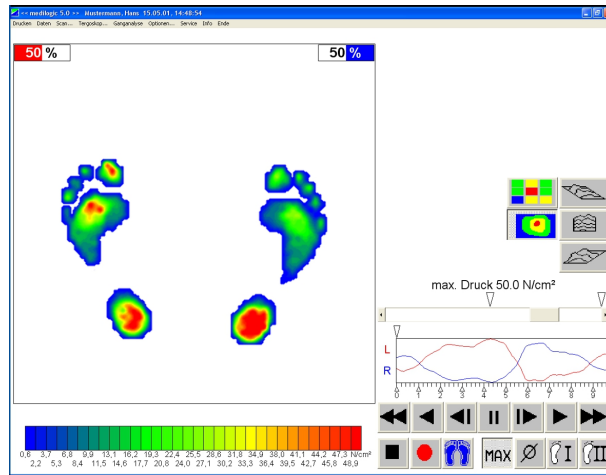
1.4.2 Tlakové vložky Medilogic

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, 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 lýtky, 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 počítače 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, nabízí zobrazení jak 2D, tak i 3D, dokáže zobrazit jednotlivé kroky i 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 Postup měření

Po nachystání laboratoře a zapnutí všech potřebných přístrojů a počítačů a jejich nastavení a zkalibrování, přišlo na řadu umístování markerů na měřenou osobu. 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.

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 byli regulovány díky trenažéru, do kterého bylo kolo upevněno. Ten byl přes Bluetooth spárován s notebookem, který na svém monitoru pro orientaci jezdce zobrazoval aktuální hodnoty kadence, části protokolu a čas měření. 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 bodů 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.

2.2 Subjektivní hodnocení techniky jízdy a hypotézy

2.2.1 Hodnocení parametrů BTS SMART DX

Při změně na vyšší kadenci si myslím, že docházelo k větším pohybům v místě těžiště. Jiné změny v technice jízdy a posedu měřitelné přístrojem BTS SMART DX nebyly zaznamenány.

2.2.2 Hodnocení parametrů tlakových vložek Medilogic

Co se týče měření spojeného s tlakovými vložkami, tak se domnívám, že při vyšší kadenci bylo vytvářeno více tlaku chodidlem na stélku než při nižší kadenci, bylo vždy působeno větším tlakem pravým chodidlem než levým a také docházelo k většímu tlakovému působení na stélku v oblasti pedálů než na celkovou oblast stélky. Žádné další významnější rozdíly a změny nebyly zaznamenány.

2.2.3 Hypotézy

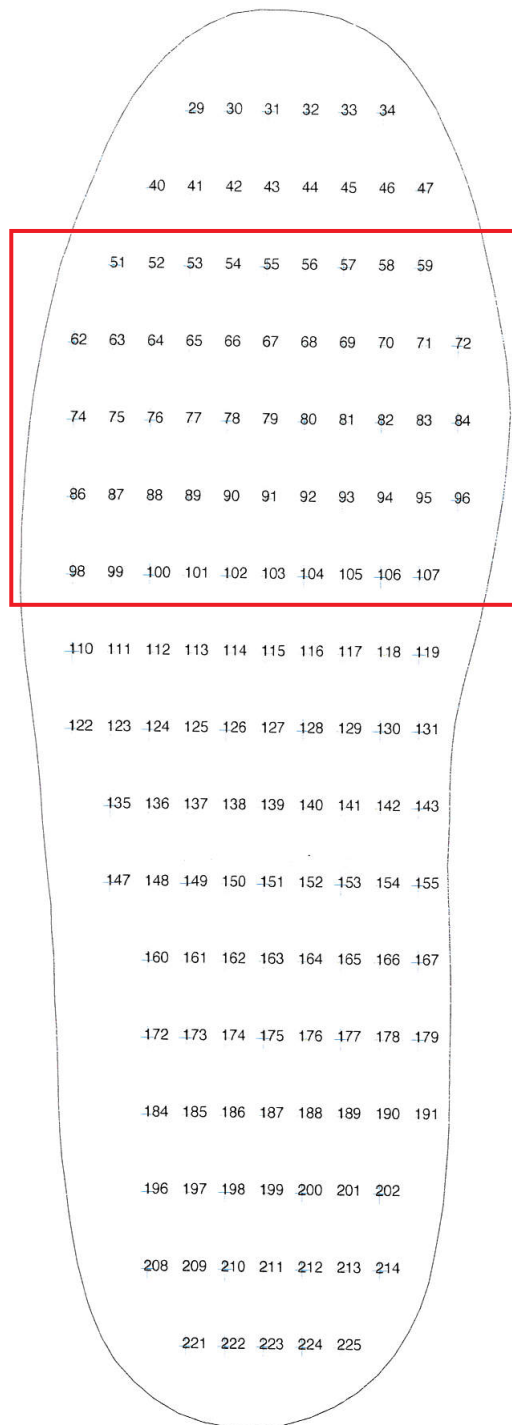
Ze subjektivního hodnocení vyplynuly následující hypotézy:

- H1: Nepředpokládáme výraznější změny v rozsahu kolenního kloubu při změně kadence.
- H2: Nepředpokládáme výraznější změny v rozsahu kyčelního kloubu při změně kadence.
- H3: Předpokládáme výraznější změny v poloze těžiště při změně kadence.
- H4: Předpokládáme větší působení tlaku na stélku při vyšší kadenci.
- H5: Předpokládáme větší působení tlaku na stélku v obuvi pravé nohy.
- H6: Předpokládáme větší působení tlaku na stélku v oblasti pedálů.

2.3 Zpracování dat

S veškerými daty z obou přístrojů bylo počítáno a pracováno v programovém prostředí Matlab v 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 pravou a levou na celou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů při obou kadencích a jejich průměrnými hodnotami.



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

2.4 Vyhodnocení

2.4.1 Statistické testy pro vyhodnocení hypotéz

Pro hodnocení hladiny významnosti všech šesti hypotéz byl použit Friedmanův test, protože nebyla splněna podmínka normální rozdělení dat, které bylo testováno pomocí histogramů a Q-Q plotů. Friedmanův test je neparametrickým jednofaktorem testem pro závislá měření, jde o test typu ANOVA, což je obnova t-testu, ale pro větší počet skupin a počítá se a analyzuje pomocí rozptylů. [2]

Na základě provedení Friedmanových testů a jejich výsledných p-hodnot pro všechny hypotézy přijímáme pět ze šesti hypotéz na hladině významnosti 5 %. U první hypotézy p-hodnota překročila kritickou hodnotu 0,05, tudíž ji přijímáme, protože nejsou statisticky významné rozdíly mezi rozsahy kolenního kloubu při nižší a vyšší frekvenci. Druhou hypotézu zamítáme, protože její p-hodnota není větší než kritická hodnota a jsou zde statisticky významné rozdíly mezi rozsahy kyčelního kloubu při nižší a vyšší frekvenci. Co se týče třetí až šesté hypotézy, u těchto hypotéz jsme předpokládali statisticky významné rozdíly mezi testovanými daty a protože ani u jedné z těchto hypotéz není jejich p-hodnota větší než kritická hodnota, tak tyto hypotézy nezamítáme.

Tab. 2.2: Výsledky Friedmanových testů.

Číslo hypotézy	p-hodnota	Vyhodnocení hypotézy
H1	0.6746	Nezamítáme
H2	0.0005	Zamítáme
H3	0.0358	Nezamítáme
H4	$2,56 \cdot 10^{-132}$	Nezamítáme
H5	0,0006	Nezamítáme
H6	$1.67 \cdot 10^{-270}$	Nezamítáme

2.4.2 Vyhodnocení dat

Z vypočítaných rozsahů pohybu, které jsou v grafické podobě v příloze A na obrázcích A.1, A.2 a A.3, bylo zjištěno, že se rozsah v koleni při změně na vyšší kadenci zvětšil o 8 %, rozsah pohybu v kyčelním kloubu se při změně na vyšší kadenci zmenšil o 22 % a rozsah změny polohy těžiště byl při vyšší kadenci o 33 % větší než při nižší kadenci. Tyto výsledky nám potvrzují správnost přijetí či zamítnutí hypotéz jedna, dva a tři.

Výpočty tlakových působení pro čtvrtou až šestou hypotézu jsou v grafické podobě k dispozici v příloze A na obrázcích A.4, A.5 a A.6. Tlakové působení na celkovou plochu stélky bylo při vyšší kadenci o 6 % větší, avšak při působení na stélku v oblasti pedálu bylo při vyšší kadenci o 7,5 % menší. Hodnota působení tlaku na celkovou plochu stélky v obuvi pravé nohy při nižší kadenci byla o 10 % větší než v obuvi levé nohy při stejné kadenci. Hodnota z úseku stélky odpovídající oblasti pedálů v obuvi pravé nohy při nižší kadenci byla o 27,5 % nižší než v levé obuvi. Při měření při vyšší kadenci byl zjištěn rozdíl mezi působením tlaku na celkovou plochu stélky v obuvi pravé a levé nohy 8 %, kdy bylo větší zatížení v obuvi pravé končetiny. Co se týče působení tlaku na stélku v oblasti pedálů, tak při vyšší kadenci byla hodnota tlaku v obuvi pravé nohy o 11 % větší než hodnota tlaku v obuvi levé nohy. Celková hodnota působení tlaku na stélku v oblasti pedálů při nižší kadenci byla o 15 % větší než hodnota působení tlaku na celkovou plochu stélky při stejné kadenci. Při měření při vyšší kadenci byl tento rozdíl pouze 2 %, kdy bylo opět vyšší zatížení na stélku v oblasti pedálů než na celkovou plochu stélky. Z těchto výsledků můžeme potvrdit správnost přijetí hypotéz čtyři, pět a šest.

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 různých metod a přístrojů. Na konci teoretické části byly ještě představeny použité přístroje a pomůcky.

V praktické části nejprve došlo k představení postupu měření a poté k vytvoření šesti hypotéz na základě subjektivního hodnocení techniky jízdy během uskutečněného měření. Poté bylo pomocí Friedmanova testu provedeno testování hladiny významnosti daných hypotéz, díky těmto testům bylo přijato pět ze šesti hypotéz, kdy se potvrdilo, že nedošlo k výraznějším změnám v rozsahu kotníku při změně na vyšší kadenci, dále byl potvrzen předpoklad výraznější změny v poloze těžiště při změně na vyšší kadenci, z výsledků měření pomocí tlakových vložek bylo potvrzeno, že při vyšší kadenci došlo k většímu působení na celkovou plochu stélky, bylo působeno větší tlakem na celkovou plochu stélky v obuvi pravé nohy a byl potvrzen předpoklad většího působení tlaku na plochu stélky v oblasti pedálů. Druhá hypotéza, která byla zamítnutá nepředpokládala výraznější změny v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu při změně na vyšší kadenci, ke kterým tedy došlo. Na závěr bylo provedeno výpočetní vyhodnocení dat, které potvrdilo správné přijmutí či zamítnutí vzniklých hypotéz. Provedená analýza techniky prokázala některé správné prvky techniky šlapání jako nevýrazné změny v rozsahu pohybu kolenního kloubu a větší působení tlaku na část stélky v oblasti pedálů, avšak ukázala také nedostatky většího či menšího měřítka, a to změny polohy těžiště a rozsahu pohybu v kyčelním kloubu při změně na vyšší kadenci a nestejně zatížení pravé a levé nohy, tyto nedostatky je pro správnou techniku jízdy na kole potřeba zlepšit.

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] BOŘIL, Tomáš, 2015. ANOVA: testy středních hodnot více skupin. *ANOVA: testy středních hodnot více skupin* [online]. Filozofická fakulta Univerzity Karlovy [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <https://fu.ff.cuni.cz/STAT/17_testy_stredni_anova.html>.
- [3] Bike Fit, 2021. In: *Kardinya physiotherapy* [online]. Kardinya [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.kardinyaphysiotherapy.com.au/bike-fit/>>.
- [4] BTS Bioengineering, 2019. *BTS Bioengineering* [online]. Italy: BTS Bioengineering [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL: <<https://www.btsbioengineering.com/>>.
- [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.

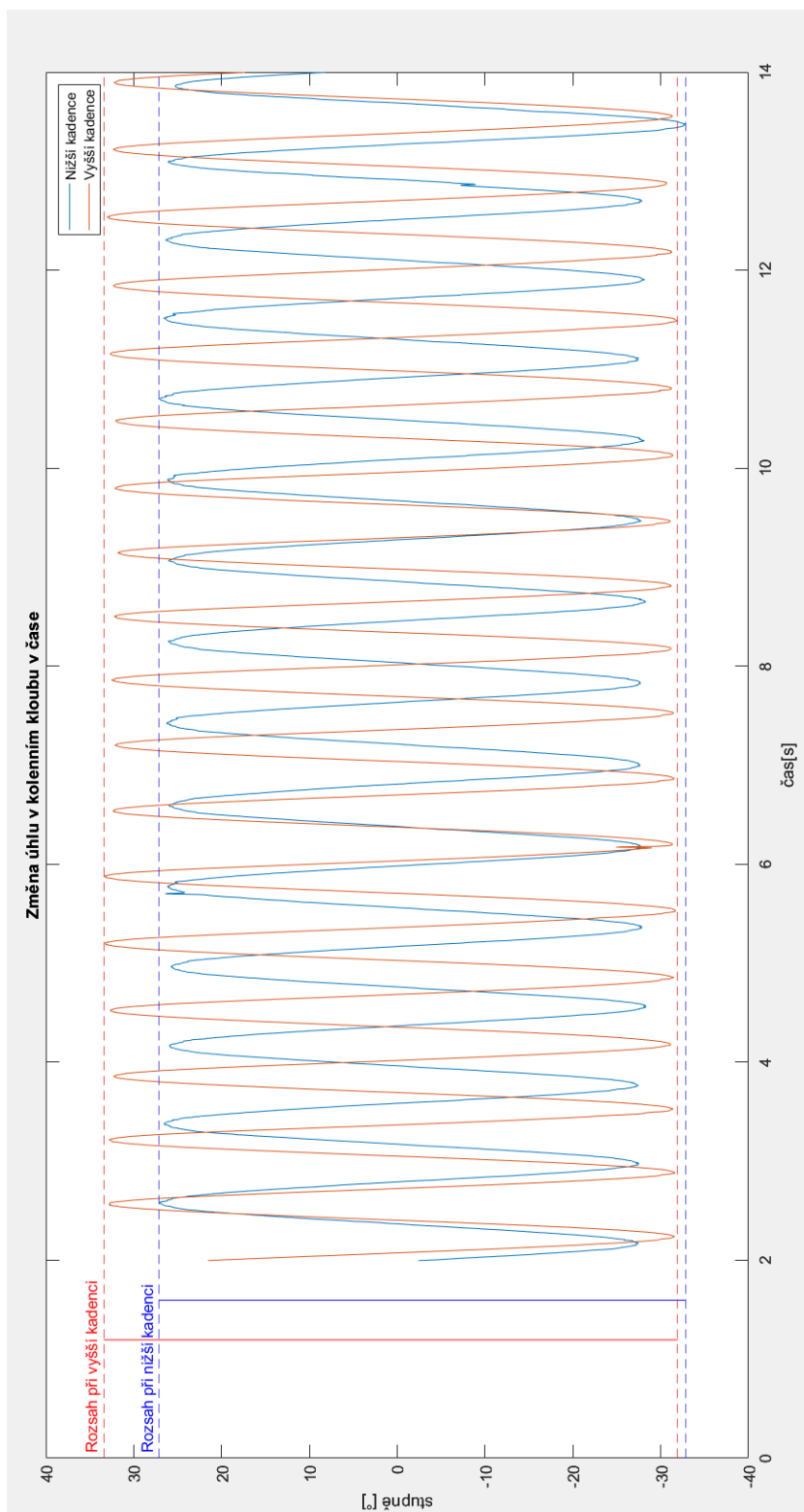
- [9] CHAROUSEK, Jan, 2018. *Analýza rozložení tlaku na úrovni interakce chodidla a obuvi u běhu po rovině v minimalistické a sportovní obuvi* [online]. Praha [cit. 2023-05-29]. Dostupné z: <<https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/104432>>. Dizertační práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy 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] NOVÁKOVÁ, Bc. Martina. *Porovnání aktivity svalů při cyklistickém kroku za použití náslapných 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.
- [20] 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.
- [21] 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/>>.
- [22] 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>.
- [23] 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.
- [24] Super-spherical markers. In: *Qualisys* [online]. Sweden: Qualisys AB [cit. 2023-05-29]. Dostupné z URL:

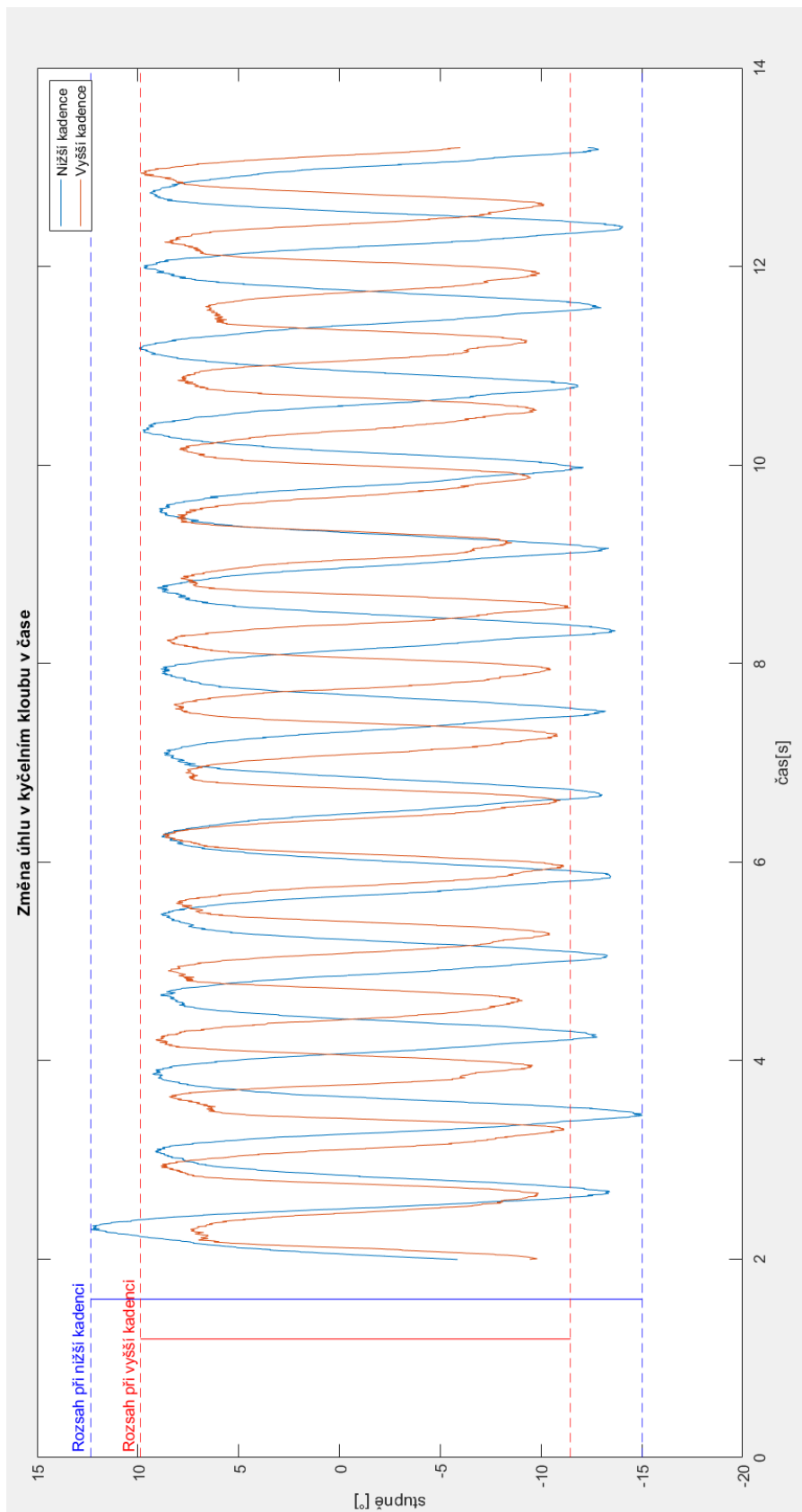
<<https://www.qualisys.com/accessories/markers/super-spherical-markers/>>.

- [25] 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>. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Mgr. Lenka Kovářová Ph.D., MBA.
- [26] 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>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra atletiky, plavání a sportů v přírodě. Vedoucí práce Mgr. Sylva Hřebíčková, Ph.D.
- [27] 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>>.
- [28] 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>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra atletiky, plavání a sportů v přírodě. Vedoucí práce Mgr. Sylva Hřebíčková, Ph.D.
- [29] 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.

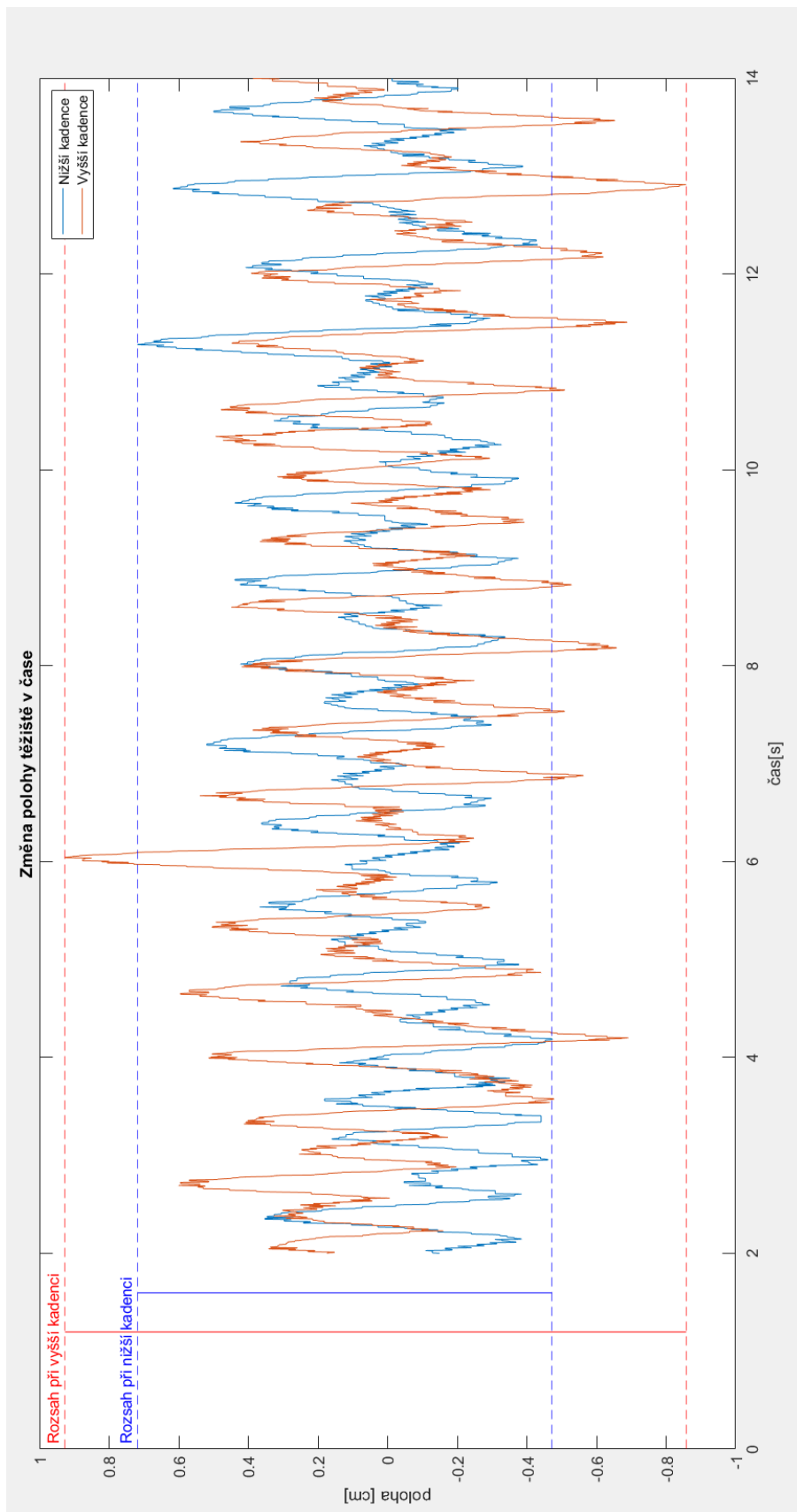
A Grafické znázornění dat



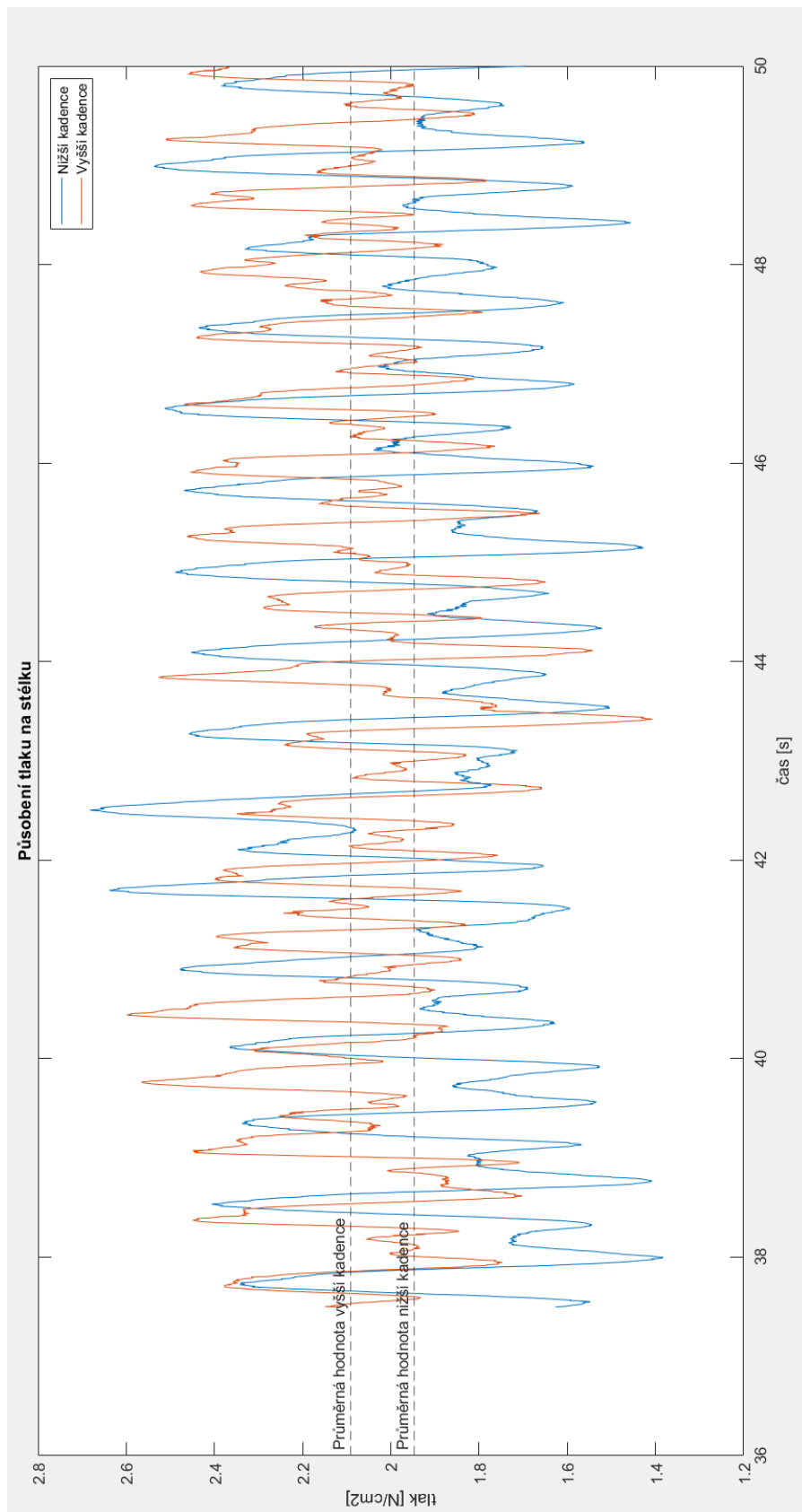
Obr. A.1: Změna úhlu kolenního kloubu v čase při nižší a vyšší frekvenci.



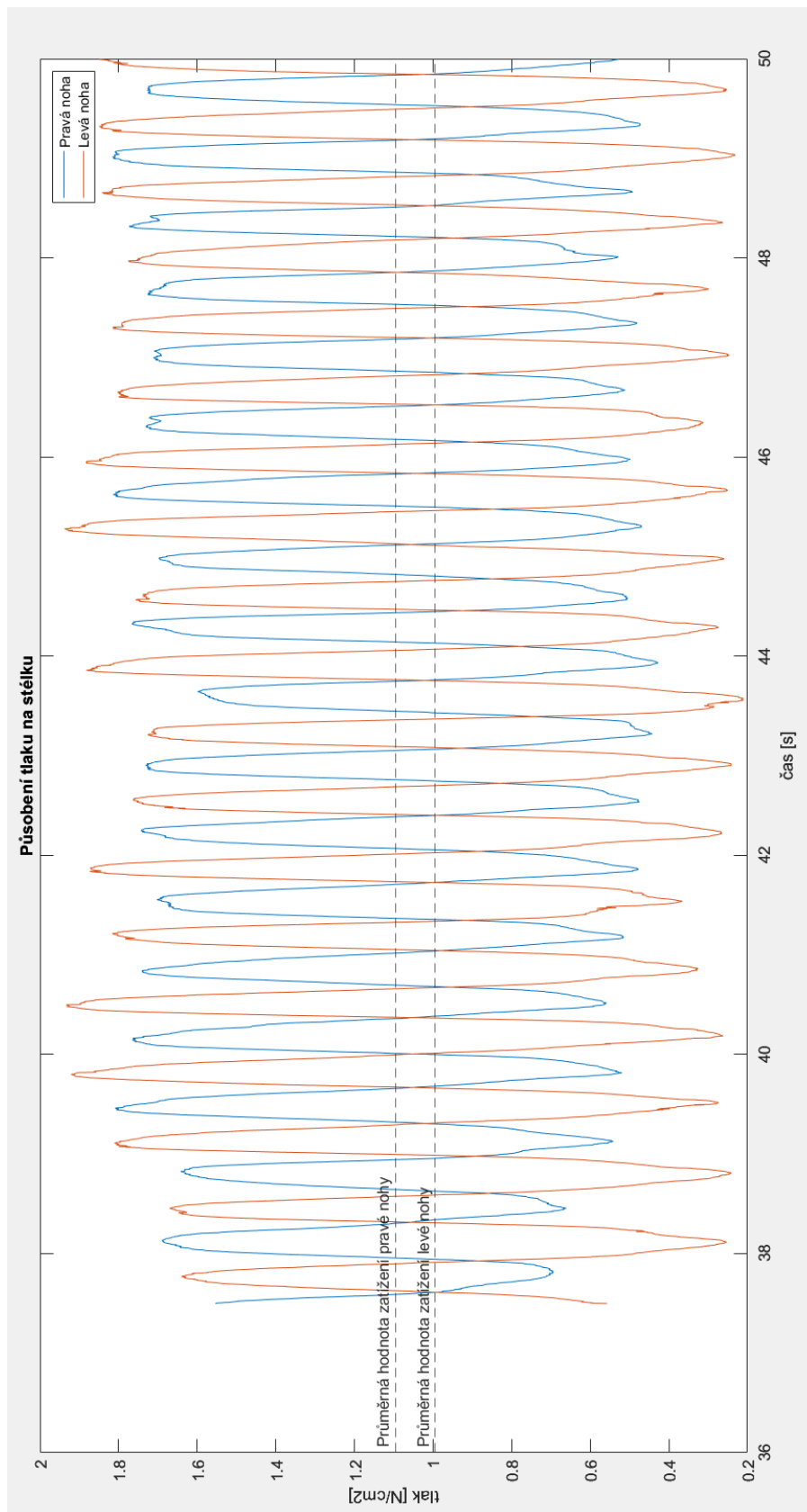
Obr. A.2: Změna úhlu kyčelním kloubu v čase při nižší a vyšší frekvenci.



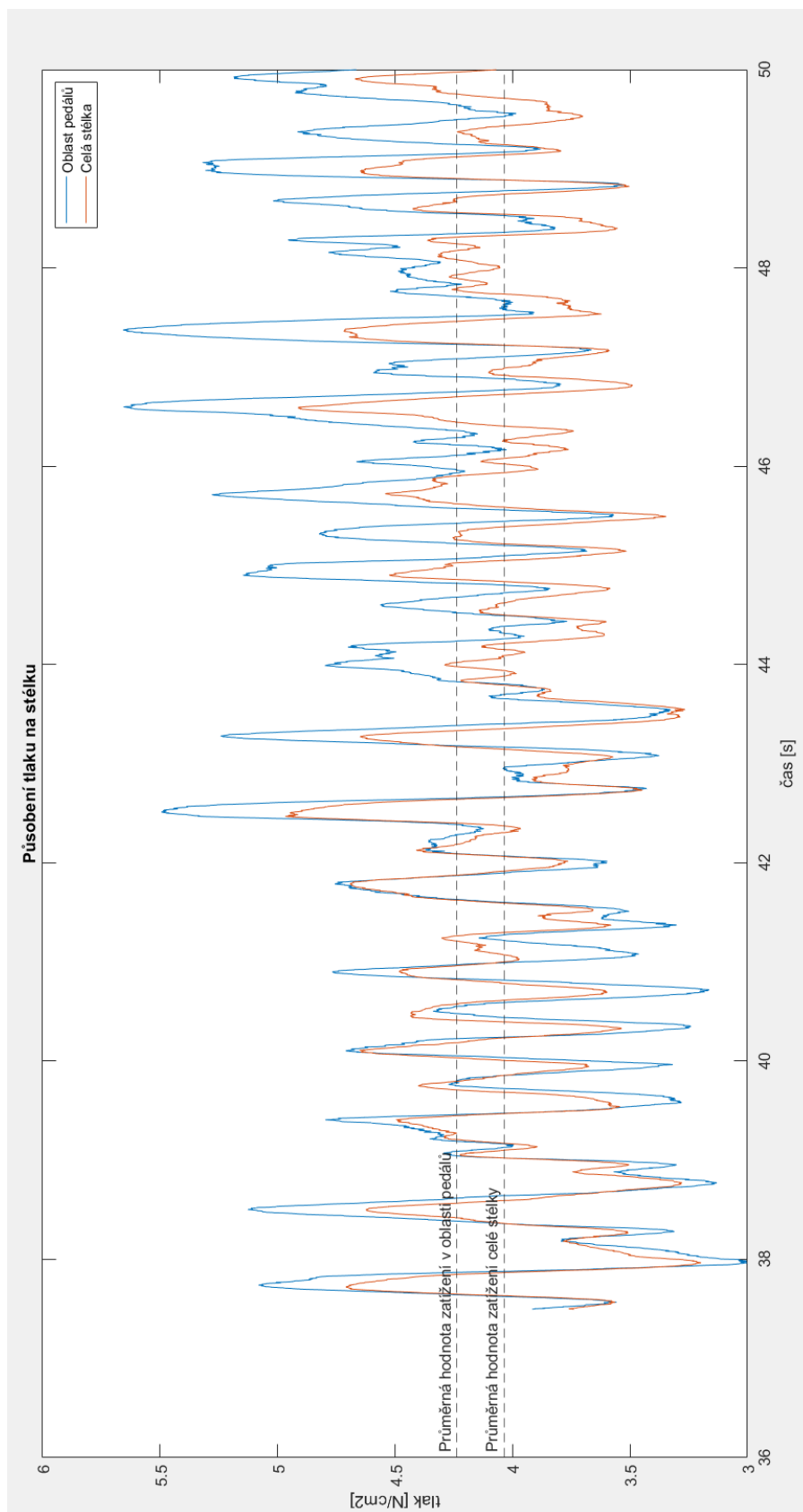
Obr. A.3: Změna polohy těžiště v čase při nižší a vyšší frekvenci.



Obr. A.4: Změna působení tlaku na plochu stélky při nižší a vyšší kadenci v čase.



Obr. A.5: Změna působení tlaku na plochu stélky v obuvi pravé a levé nohy v čase.



Obr. A.6: Změna působení tlaku na celkovou plochu stélky a na plochu stélky v oblasti pedálů v čase.