UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Zaključna naloga

Model tridimenzionalnih obremenitev kolena med kolesarjenjem

(Three-dimensional knee loading during cycling)

Ime in priimek: Peter Kozlovič
Študijski program: Računalništvo in informatika
Mentor: doc. dr. Borut Fonda

Koper, avgust 2018

Ključna dokumentacijska informacija

Ime in PRIIMEK: Peter KOZLOVIČ

Naslov zaključne naloge: Model tridimenzionalnih obremenitev kolena med kolesarjenjem

Kraj: Koper

Leto: 2018

Število listov: 66 Število slik: 14 Število tabel: 7

Število prilog: 1 Število strani prilog: 16 Število referenc: 26

Mentor: doc. dr. Borut Fonda

Ključne besede: biomehanika, kinematika, kinetika, kolesarstvo, 3D matematični model

Izvleček:
V kolesarstvu so najpogostejše poškodbe obrabe kolena. Sklepa se, da na obrabe v največji meri vplivajo navori (predvsem varus/valgus in internal/eksternal navor). Za razumevanje delovanja navorov v sklepih se pojavlja potreba po razvoju 3D modelov. V nalogi smo razvili nov šestkomponentni model obremenitve kolena med kolesarjenjem. Integrirali smo podatke antropometrije, 3D kinematike in šestkomponentnega pedala in z inverzno dinamiko izračunali tri sile in tri navore v gležnju, kolenu in kolku. Na segmentu smo imeli pripete grozdovne markerje, s katerimi smo ustvarili virtualne markerje na segmentu. Spremenljivost v največjih in najmanjših vrednostih je bila majhna v izmerjenih navorih na pedalu in izračunanih navorih v kolenu, medtem ko imajo sile večjo spremenljivost (izmerjene in izračunane) kot navori. Sile v kolenu so primerljive z 2D modelom, ki sta ga razvila Ruby in Hull, medtem ko navori niso.

Key words documentation

Name and SURNAME: Peter KOZLOVIČ

Title of final project paper: Three-dimensional knee loading during cycling

Place: Koper

Year: 2018

Number of pages: 66 Number of figures: 14 Number of tables: 7

Number of appendices: 1 Number of appendix pages: 16 Number of references: 26

Mentor: Assist. Prof. Borut Fonda, PhD

Keywords: biomechanics, kinematics, kinetics, cycling, 3D mathematical model

Abstract: Over-use knee injuries are common in cycling. Knee torque are thought to be primarly responsible for the etiology of this injuries (mainly varus/valgus and internal/external torques). To better understand the impact of torques on over-use knee injury 3D model should be considered. Main purpose of this study is to develop a 3D model of lower extremity during cycling. Integration of anthropometry and 3D kinematics data and six-component pedal loads are presented using inverese dynamics approach to develop 3D model and calculate forces and torques in ankle, knee and hip joints. We used kinematics clusers on each segment to define virtual markers. Variability in maximal and minimal torques was small for both, measured on pedal and calculated in knee, but large in corresponding crank angle, on the other side forces had larger variability (measured and calculated) than torques. Forces are comparable with Ruby & Hull model, but torques are quite different.

Zahvala

Zahvaljujem se mentorju doc. dr. Borutu Fondi za strokovno pomoč pri izdelavi zaključne naloge in usmerjanju pri nadaljnjem izobraževanju. Zahvaljujem se tudi družini in prijateljem za podporo pri študijskih in obštudijskih dejavnosti.

Kazalo vsebine

Kazalo tabel

Kazalo slik

Kazalo prilog

Seznam kratic

$2D$	dvodimenzionalno
$3D$	tridimenzionalno
$ASIS$	anterior superior iliac spine
$COMf$	masno središče stopala
$COMs$	masno središče goleni
$COMt$	masno središče stegna
$l.$	leto
$npr.$	na primer
$oz.$	oziroma
SMT	spodnja mrtva točka
$t.j.$	to je
ZMT	zgornja mrtva točka

1 Uvod

Kolesarstvo je zelo popularen šport v svetu z velikim interesom za profesionalno kot tudi za rekreativno kolesarjenje. Posledice popularnosti so vidne v povečanem številu poškodb, predvsem v spodnjem delu hrbta in na spodnjih ekstremitetah. Ločimo travmatične poškodbe, te so posledica padca s kolesa in poškodbe zaradi prekomerne obrabe [6].

Clarsen, Krosshaug in Bahr so naredili raziskavo v kateri so intervjuvali 109 profesionalnih kolesarjev. Od skupno 94 poškodb so bile najpogostejše v spodnjem delu hrbta (45%) ter na anteriornem delu kolena (23%). Ugotovili so 23 poškodb, zaradi katerih kolesarji niso mogli trenirati in tekmovati: od teh jih je bilo 57% na sprednjem delu kolenskega sklepa, 22% v spodnjem delu hrbta in 13% na spodnjem delu noge. Skupno je v enem letu 36% kolesarjev čutilo bolečino na sprednjem delu kolena. Od tega jih je kar 19% potrebovalo zdravniško pomoč, 58% je čutilo bolečino v spodnjem delu hrbta in kar 41% jih je poiskalo zdravniško pomoč. Bolečine v kolenu so bile najbolj pogoste v pripravljalnem obdobju, medtem ko so v spodnjem delu hrbta bile tako v zgodnji sezoni kot tudi v glavni sezoni. V tej raziskavi niso definirali točne lokacije bolečine, temveč samo, na katerem delu sklepa je prišlo do bolečine [7].

De Bernardo, Barrios, Vera, Laiz in Hadala so ugotovili, da do poškodb zaradi prekomerne obrabe pride najpogosteje v pripravljalnem obdobju (90,06%), medtem ko do travmatičnih poškodb (64%) pride v tekmovalnem obdobju. Najbolj pogosta anamneza bolečine v kolenu je bil sindrom iotibialnega trakta (14,8%), medtem ko je bil skupni delež poškodb kolena 32,1%. Ugotovili so tudi, da je stopnja tveganja poškodbe (travmatične in obraba) med profesionalnimi kolesarji zelo visoka (0,504 na kolesarja/leto). Več kot 65% travmatičnih poškodb je bilo na zgornjih ekstremitetah, medtem ko so bile poškodbe zaradi prekomerne obrabe v sklepih spodnjih ekstremitet 62,7% [11].

Dve najpogostejši poškodbi v kolenskem sklepu sta patelofemoralni sindrom (v literaturi se imenuje tudi "kolesarsko koleno") in sindrom iotibialnega trakta. Do prve prihaja zaradi sile, ki deluje na patelofemoralni sklep in je pogosto posledica vožnje v preveliki prestavi ali daljše vožnje v klanec. Posledica drugega sindroma je prevelika fleksija kolena [6]. Na poškodbe kolena vplivajo tudi navori v frontalni ravnini, t.j. varus in valgus navor [15, 16].

Ker so v veliki meri za nastanek športnih poškodb odgovorne sile in navori v sklepih, jih je smiselno podrobneje preučevati. Sile in navore računamo z biomehanskim modelom. V športu nam biomehanika pomaga pri analizi gibanja športnika, da lažje razumemo obremenitve in učinkovitost gibanja, oz. da zmanjšamo možnosti nastanka poškodb in izboljšamo športnikov nastop. Danes obstaja veliko merilnih pristopov, ki nam pri tem pomagajo. Večina opreme zajema podatke v 3D prostoru, kar velja tako za kinematiko kot tudi za kinetiko.

Optoelektrična tehnologija se uporablja za zajemanje kinematičnih podatkov. Prvi komercialni sistem se je imenoval Watsmart, ki so ga razvili pri Northen Digital v Kanadi leta 1983. Izboljšava je prišla leta 1989. Takrat so razvili prvi OPTOTRAK [8]. Ta sistem zajema podatke v treh dimenzijah v realnem času in se uporablja še danes. Glavna razlika je v tem, da ima danes večjo natančnost.

Z biomehaniko so se v kolesarstvu začeli ukvarjati že na začetku 20. stoletja, ko sta Krogh in Lindhard leta 1913 razvila prvi ergometer [20]. Naprava omogoča nadzorovano in natančno spreminjanje obremenitve med kolesarjenjem, kar je zelo uporabno v laboratorijskih testih [14]. Bertucci, Grappe in Groslambert so pokazali, da je kolesarjenje v laboratoriju podobno kolesarjenju na prostem, saj je bil navor na gonilki podoben v obeh okoljih [4, 14].

Kot v večini panog, tudi v kolesarstvu obstajajo izrazi, ki so težje razumljivi. Z namenom boljšega razumevanja vsebine, predstavljamo nekaj izrazov. Frekvenca pedaliranja (kadenca) je definirana kot število obratov na minuto (rpm). V kolesarstvu se parametri definirajo glede na položaj pedal oz. na kot gonilke, pri čemer je 0° na ZMT ter 180° na SMT. Glede na ti dve točki, ločimo tri faze [14]:

- aktivna faza (0°-180°)
- pasivna faza (180°-0°)
- prehodna faza (± 5° od ZMT in SPT)

Prvi dinamometer na pedalu so razvili Hoes, Binkhorst, Smeekes-Kuyl in Vissers, leta 1968 [17]. Računali so rezultantno in tangencialno silo. Ugotovili so, da je sila največja, ko je kot gonilke 90° in da je njihova velikost na pedalu dvakrat večja od obremenitve na ergometru. To pomeni, da noga v aktivni fazi dviguje nogo, ki je v pasivni fazi. Niso uporabljali pedala na vpetje, kar pomeni, da noga v pasivni fazi ne propomore k poganjanju [14].

Prvi šestkomponentni pedal sta razvila Hull in Davis leta 1981. Pedal je računal tri sile in tri navore [18]. Kasneje sta naredila analizo in ugotovila, da se učinkovitost sile izboljša z uporabo pedal na vpetje in pri večjih obremenitvah ter da je navor okoli medialno-lateralne osi skoraj 0 [10]. Posledično v nadaljnjih raziskavah niso zajemali tega navora [19]. Byond, Hull in Wootten so leta 1996 izboljšali natančnost dinamometra na pedalu [5].

Ericson in Nisell [13] sta odkrila, da je tangencialna sila edina učinkovita mehanska sila in da centrifugalna sila ne vpliva na mehansko učinkovitost [14]. Ugotovila sta še, da je rezultanta sil obrnjena navzdol in rahlo naprej med 0° in 160° ter rahlo nazaj med 160° in 360°. Tangencialna sila je bila negativna med 195° in 360°, iz česar sta zaključila, da je vse delo naredila nasprotna noga. Najvišja centrifugalna sila je bila izmerjena med 120° in 195°, najmanjša pa, ko je bila noga v horizontalnem položaju (med 90° in 285°) [12,14]. Mehanska učinkovitost se zviša pri večjih obremenitvah [14].

Bertucci *et al.* so ugotovili, da se pri kolesarjenju v klanec z 8% naklonom navor zviša za 26% pri isti kadneci (80 rpm) v primerjavi z kolesarjenjem po ravnini. Statistično gledano je med kolesarjenjem po ravnini navor občutno večji pri manjši kadenci (60 rpm) v primerjavi z večjo kadenco (80 rpm). Statistično je bila največja razlika v navoru med kolesarjenjem v klanec pri nižji kadenci (60 rpm) in kolesarjenju po ravnini pri višji kadenci (100 rpm). V splošnem, ko poganjamo pedala pri nižji kadenci, bo navor večji v primerjavi z višjo kadenco [3, 14]. Razen kadence na navore v sklepih delujejo tudi geometrijske nastavitve kolesa [14].

Hull in Jorge sta se že leta 1985 začela ukvarjati z obremenitvami v sklepih med kolesarjenjem v 2D prostoru. Nogo so opazovali iz sagitalne ravnine, zajemali so normalno in tangecialno silo na pedalu ter kinematiko. Potem so z inverzno dinamiko izračunali dve sili in en navor v vsakem sklepu, in sicer za gleženj, koleno in kolk [19].

Ruby, Hull, Kirby in Jenkins so ugotovili, da na poškodbe kolenskega sklepa vpliva varus navor v aktivni fazi in valgus v fazi dviga ter da na obremenitve v kolenu vpliva anatomska zgradba stopala in noge. Največja povezava je v orientaciji prednjega dela stopala v odvisnosti s čelno ravnino (skupni kot predenjega dela stopala) [24].

Ruby in Hull sta ugotovila, da na obremenitve v kolenu vpliva tudi rotacijska stopnja prostosti med stopalom in pedalom. Če dovolimo stopalu addukcijo in abdukcijo bo vrednost anteriorne in lateralne sile ter valgus in notranji osni navor v kolenu manjši. Posteriorno in lateralno silo skupaj z valgus navorom zmanjšamo, tako da dovolimo stopalu notranjo rotacijo [22].

Avtorju te naloge je znano, da doslej obstajata samo dva matematična 3D modela, pri čemer enden ne zadošča vsem lastnostim 3D kinetike in kinematike [23]. V drugem modelu so obravnavali samo varus/valgus in notranjo/zunanji navor [16]. Modela bosta podrobnejše predstavljena v naslednjem poglavju.

V drugih gibanjih so se prej začeli ukvarjati s 3D modeli. Apkarian, Naumann in Cairnst so leta 1989 naredili enega izmed prvih 3D modelov spodnjih ekstremitet [2]. Davis *et al.* so razvili bilateralni 3D model trupa in spodnjih ekstremitet [9]. Vaughan, Davis in O'Connor so naredili 3D model spodnjih ekstremitet med hojo, pri čemer so izračunali vse sile in navore v gležnju, kolenu in kolku [25]. Winter je v svoji knjigi opisal postopek 3D inverzne dinamike in opozoril, na katere stvari je treba biti pozoren pri načrtovanju 3D modela [26]. Alkjaer, Simonsen in Dyhre-Poulsen so ugotovili, da se računanje navorov z 2D in 3D inverzno dinamiko razlikuje v najvišjih vrednostih. Sklepajo, da do razlike pride zaradi različnih položajev središč sklepa in različnih pristopov računanja inverzne dinamike. Zaključujejo, da je 2D inverzna dinamika dovolj dobra za analizo hoje in predlagajo, da se uvede standardni protokol inverzne dinamike [1]. Liu in Lockhart sta ugotovila, da se navori v sklepih močno razlikujejo, če uporabljamo lokalno oz. globalno 3D inverzno dinamiko. Predpostavljata še, da so navori izraženi v lokalnem sistemu večjega pomena [21].

V nadaljevanju bosta podrobno predstavljena dva 3D modela inverzne dinamike in njune omejitve. Sledil bo nov 3D model spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem in rezultati testnega postopka z razpravo, kjer smo primerjali dobljene rezultate s prejšnjimi modeli.

2 Predmet in problem

Kot je bilo prej omenjeno, so 3D obremenitve kolena med kolesarjenjem omejene na dve študiji. Predstavljene bodo metode računanja, njihove omejitve in kaj se lahko izboljša.

Prvi šestkomponentni model obremenitve kolena med kolesarjenjem so razvili Ruby, Hull in Hawkins leta 1992. Model računa 3 sile in 3 navore v kolenu [23]. Uporabljali so šestkomponentni pedal in 3D kinematiko, vendar model ne zadošča lastnostim 3D kinematike. V modelu so upoštevali vse sile, ki delujejo preko ročice na navore, kar pomeni, da so npr. pri varus/valgus navoru upoštevali medialno/lateralno silo. Upoštevali so tudi kot noge in pedala glede na globalni koordinatni sistem kinematike, vendar so kotne hitrosti in pospeške računali v 2D prostoru in jih nisto ločili za vsako komponento (x, y in z) posebej. Od vztrajnostnih lastnosti so upoštevali samo v sagitalni ravnini v y smer. Pri medialno/lateralni sili je še ena omejitev, saj so določili, da je ta ista, kot je izmerjena na pedalu, kar bi pomenilo, da sta lokalni medialno/lateralni vektor na pedalu in v kolenu vedno vzporedna. To pa ni nujno res. Če opazujemo nogo iz čelne ravnine in se koleno premika levo ali desno, vektorja ne bosta vzporedna. Ko opazujemo nogo iz sagitalne ravnine, če noga naredi notranjo oz. zunanjo rotacijo, vektorja tudi ne bosta imela iste smeri in posledično tudi njuna velikost ne bo enaka. Ker medialno/lateralna sila vpliva na varus/valgus navor, bo posledično izračun nepravilen.

Gregersen in Hull sta razvila 3D model, pri čemer sta izračunala samo varus/valgus in notranjo/zunanji navor [16]. Uporabljala sta dva fizična in en virtualni marker na segment. Virtualni marker sta določila v kalibracijski fazi, tako da sta ustvarila lokalni koordinatni sistem in izračunala položaj sklepa v lokalnem sistemu. Tako sta lahko vedno nadzorovala položaj sklepa. Pri računanju markerskega sistema stopala sta uporabila virtualno točko na pedalu kot marker za segment stopala. To drži zgolj v primeru, ko merjenec uporablja pedala na vpetje brez prostostne stopnje, v vseh ostalih primerih pedal in stopalo nista togi telesi, saj pedal ne sledi vsakemu gibanju stopala.

2.1 Cilj naloge

Glavni namen naloge je razviti 3D model spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem, ki bo računal 3 sile in 3 navore na distalnem oz. proksimalnem delu segmenta v x, y in z smeri.

3 Metode

Model ima šest prostostnih stopenj, kar pomeni, da loči šest različnih komponent in sicer: tri sile in tri navore v x, y in z smer za sile in okoli teh osi za navore. Da lahko izračunamo šest komponent, potrebujemo tudi šest različnih spremenljivk. Tri prostostne stopnje nam določi koordinatni sistem (vsaka od smeri x, y in z je ena prostostna stopnja), preostale tri stopnje dobimo iz treh rotacijskih kotov. Kote potrebujemo, da vemo, v kakšnem odnosu sta globalni in lokalni koordinatni sistem oz. vse spremenljivke, ki jih potrebujemo, saj jih moramo rotirati iz lokalnega v globalni sistem in obratno. Te kote potrebujemo tudi pri izračunu kotnih hitrosti.

Obstaja 12 pravilnih rotacij. Mi smo uporabljali navadno Cardanovo rotacijo $x - y' - z''$, kar pomeni da smo najprej rotirali okoli x osi, potem okoli nove y' in na koncu okoli nove z'' osi. Ta rotacija je običajna v biomehaniki [26].

V nadaljevanju je opisana integracija antropometrijskih, kinetičnih in kinematičnih podatkov. Z integracijo kinematičnih in antropometrijskih podatkov določimo središča sklepov, maso, hitrosti, pospeške in središča mase segmentov. Nato dodamo še kinetične podatke in s pomočjo inverzne dinamike izračunamo proksimalne sile in navore na segmentu. Šestdelni sistem je uporabljen za 3D model spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem na sedežu. Ta sistem sestavlja kolo, pelvis, femur, tibia, stopalo in ročica gonilke. Meritve so bile razdeljene na dve fazi in sicer na kalibracijsko fazo in glavne meritve. V kalibracijski fazi smo zajemali samo podatke kinematike, merjenec je ohranjal položaj. Podatke tega postopka smo potrebovali za določanje antropometrijskih podatkov in anatomskih koordinatnih sistemov. V drugi fazi smo izvajali želeno meritev.

3.1 Markerji

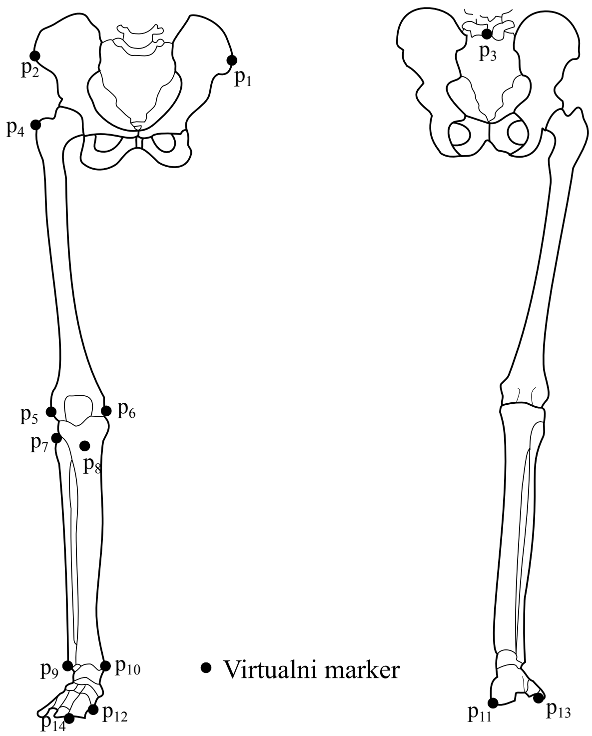
Za obravnavo 3D sistema potrebujemo vsaj tri linearno neodvisne markerje na segmentu. Markerje delimo na kalibracijske in sledilne. Sledilni markerji so ves čas pripeti na segmente, medtem ko kalbiracijske potrebujemo v kalibracijski fazi. Kalibracijski markerji nam pomagajo določiti anatomske točke, kot sta središče sklepa in masno središče segmenta.

Pri tej nalogi smo uporabljali markerje v grozdih (ang. *cluster*), zaradi česar smo imeli ves čas nameščene vse markerje. Grozd je sistem treh markerjev, ki je nameščen na segmentu. Programska oprema glede na grozd ustvari virtualni marker na poljubnem mestu togega telesa. Na sliki 1 je prikazan pivot, s katerim ustvarimo virtualne točke in grozd treh markerjev.

Slika 1: Pivot (levo) in grozd (desno).[1]

Vsi položaji virtualnih markerjev so zapisani v stolpcu marker v tabeli 1, kot tudi njihove oznake, ki smo jih uporabljali v nadaljevanju.

Na sliki 2 so označeni markerji ($p_1 - p_{14}$) na človeškem skeletu spodnjih ekstremitet.



Slika 2: Položaji virtualnih markerjev.[2]

[1]Vir: https://www.ndigital.com/msci/products/optical-accessories/
[2]Vir: Lasten vir

Tabela 1: Oznake markerjev

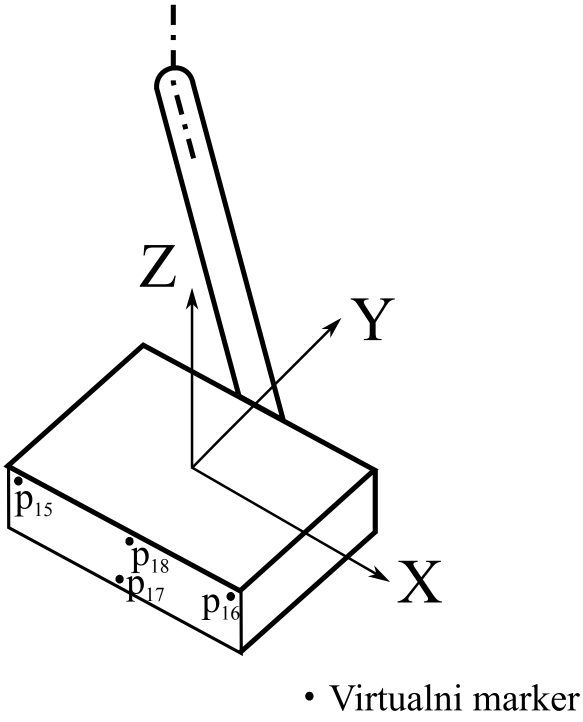
Marker	Oznaka
levi ASIS	p_1
desni ASIS	p_2
křižnica (med petim ledvenim vretencem in křižnico)	p_3
trohanter	p_4
lateralni kondil	p_5
medialni kondil	p_6
glava mečnica	p_7
grčavina	p_8
lateralni maleol	p_9
medialni maleol	p_{10}
peta	p_{11}
stopalnica I	p_{12}
stopalnica V	p_{13}
prst	p_{14}
pedal1	p_{15}
pedal2	p_{16}
pedal3	p_{17}
pedal4	p_{18}

Na pedalu smo imeli nameščene štiri fizične markerje ($p_{15} - p_{18}$) kot je razvidno s slike 3.

3.2 Antropometrija

Obravnavali smo segmente stegno, golen in stopalo ter medenico, ki smo jo potrebovali za določanje položaja kolka. Antropometrijski podatki, ki jih potrebujemo so masa celega telesa, mase segmentov, masno središče in proksimalne ter distalne razdalje od središča mase do konca segmenta, kot tudi dolžine segmentov in vztrajnostne lastnosti segmentov.

[3]Vir: Lasten vir



Slika 3: Koordinatni sistem in položaji markerjev na pedalu.[3]

3.2.1 Središča sklepov

Središča sklepov smo določili v kalibracijski fazi. Središče gležnja smo določili na sredini med medialnim in lateralnim maleolom:

$$pGlezenj = (p_9 + P_{10})/2$$

Podobno središče kolena smo določili med medialnim in lateralnim kondilom:

$$pKoleno = (p_5 + p_6)/2$$

Središče kolka smo določili s pomočjo medenice [25]. Najprej smo ustvarili referenčni sistem medenice z markerji na križnici ter levem in desnem ASIS-u na naslednji način:

$$v = (p_1 - p_2)/|p_1 - p_2|$$
$$w = (p_2 - p_3) \times (p_1 - p_3)/|(p_2 - p_3) \times (p_1 - p_3)|$$
$$u = v \times w$$

pri čemer je u, v, w referenčni sistem medenice.
Koordinate kolka smo izračunali po formuli:

$$pKolk = p_3 + (0.598A_1)u - (0.344 * A_1)v - (0.290A_1)w$$

Tabela 2: Masno središče

Segment	Masno središče segmenta	
	Proksialno	Distalno
Stegno	0.39	0.61
Golen	0.42	0.58
Stopalo	0.5	0.5

pri čemer je A_1 = razdalja med levim in desnim ASIS-om (p_1 in p_2).

3.2.2 Masno središče, mase segmentov in vztrajnostne lastnosti

Dolžino stegna smo definirali kot razdaljo med središčem kolka in kolena. Golen smo definirali kot razdaljo med kolenom in gležnjem ter stopalo kot razdaljo med peto in najdaljšim prstom (prvi ali drugi prst). Masno središče segmentov je prikazano v tabeli 2 kot razdalja od proksimalnega oz. distalnega dela segmenta [26]. Masno središče stopala smo definirali med virtualno točko na pedalu (približno pod stopalnico II) in gležnjem.

Mase segmentov smo določili kot odstotek mase celega telesa, kot prikazuje tabela 3 [26].

Tabela 3: Mase segmentov

Segment	Odstotek od mase celega telesa(M)
Stegno	0.1 M
Golen	0.0465 M
Stopalo	0.0145 M

Vztrajnostne lastnosti smo določili v x, y in z smer [25].
Za stopalo velja:

$$If_x = 0.00023 * A_2 * (4 * A_3^2 + 3 * A_4^2) + 0.00022$$

$$If_y = 0.00021 * A_2 * (4 * A_5^2 + 3 * A_4^2) + 0.00067$$

$$If_z = 0.00141 * A_2 * (A_3^2 + A_5^2) + 0.00008$$

pri čemer je A_2 = masa celega telesa, A_3 = višina maleola (ko imamo nogo na tleh, izmerimo razdaljo od tal pravokotno do maleola), A_4 = dolžina stopala in A_5 = širina

stopala (razdalja med p_{12} in p_{13}).
Za golen velja:

$$Is_x = 0.00347 * A_2 * (A_6^2 + 0.076 * A_7^2) + 0.00511$$

$$Is_y = 0.00387 * A_2 * (A_6^2 + 0.076 * A_7^2) + 0.00138$$

$$Is_z = 0.00041 * A_2 * A_7^2 + 0.00012$$

pri čemer je $A_6 =$ dolžina goleni (razdalja med $pKoleno$ in $pGlezenj$) in $A_7 =$ obseg goleni (obseg izmerimo na $\frac{1}{3}$ razdalje od kolena proti gležnju).
Za stegno velja:

$$Ix = 0.00762 * A_2 * (A_8^2 + 0.076 * A_9^2) + 0.01153$$

$$Iy = 0.00762 * A_2 * (A_8^2 + 0.076 * A_9^2) + 0.01186$$

$$Iz = 0.00151 * A_2 * A_9^2 + 0.00305$$

pri čemer je $A_8 =$ dolžina stegna (razdalja med $pKolk$ in $pKoleno$) in $A_9 =$ obseg stegna (obseg izmerimo na $\frac{1}{2}$ stegna, med kolkom in kolenom).

3.3 Kinematika

Kinematiko smo razdelili na kalibracijsko fazo in glavne meritve [26]. S podatki kalibracijske faze smo določili referenčne sisteme segmentov in v kakšnem odnosu so ti sistemi glede na globalni sistem. Nato smo dodali še podatke glavnih meritev in izračunali linearne ter kotne hitrosti in pospeške. Glavne spremenljivke so trije Cardanovi koti θ_1, θ_2 in θ_3 ter koordinate masnega središča segmenta, saj te spremenljivke potrebujemo za računanje kotne hitrosti in linearnih ter kotnih pospeškov.

3.3.1 Kalibracijska faza

Vsi referenčni sistemi zadoščajo pravilu desne roke. Najprej smo definirali referenčni sistem na pedalu, saj ga potrebujemo, da pretvorimo sile in navore iz lokalnega sistema pedala v globalni sistem. Potem smo nadaljevali s stopalom, goleni in stegnom.
Referenčni sistem pedala smo definirali, kot je prikazuje slika 3, na naslednji način:

$$Xan = p_{16} - p_{17}$$

$$Zan = p_{18} - p_{17}$$

$$Yan = Zan \times Xan$$

$$Xan = Yan \times Zan$$

Ker ta sistem ni enoten, smo vse vektorje pretvorili v enotne velikosti, tako da smo dolžino posameznega vektorja podelili z vsako koordinato. Matrika PG_A preslika vektor iz globalnega v anatomski sistem. Koordinate v matriki so enotne velikosti anatomskega koordinatnega sistema pedala, zapisane v naslednji obliki, Xan (X_x, Y_x, Z_x), Yan (X_y, Y_y, Z_y) in Zan (X_z, Y_z, Z_z) oz. v matrični obliki:

$$PG\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Na koncu smo določili še središče pedala:

$$pedalF = p_{18} + (40 * Yan)$$

Potrebujemo še markerski sistem pedala, da vemo, v kakšnem odnosu je lokalni sistem pedala glede na globalni sistem. Najprej je potrebno poiskati koodrinate markerjev na pedalu v lokalnem sistemu. To naredimo na naslednji način:

$$pedal2\_od\_masnega\_sredisca = p_{16} - pedalF$$

$$APV2 = pedal2\_anatomski[FG\_A] * [pedal2\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$pedal3\_od\_masnega\_sredisca = p_{17} - pedalF$$

$$APV3 = pedal3\_anatomski[FG\_A] * [pedal3\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$pedal4\_od\_masnega\_sredisca = p_{18} - pedalF$$

$$APV4 = pedal4\_anatomski[FG\_A] * [pedal4\_od\_masnega\_sredisca]$$

Markerski sistem pedala smo definirali na naslednji način:

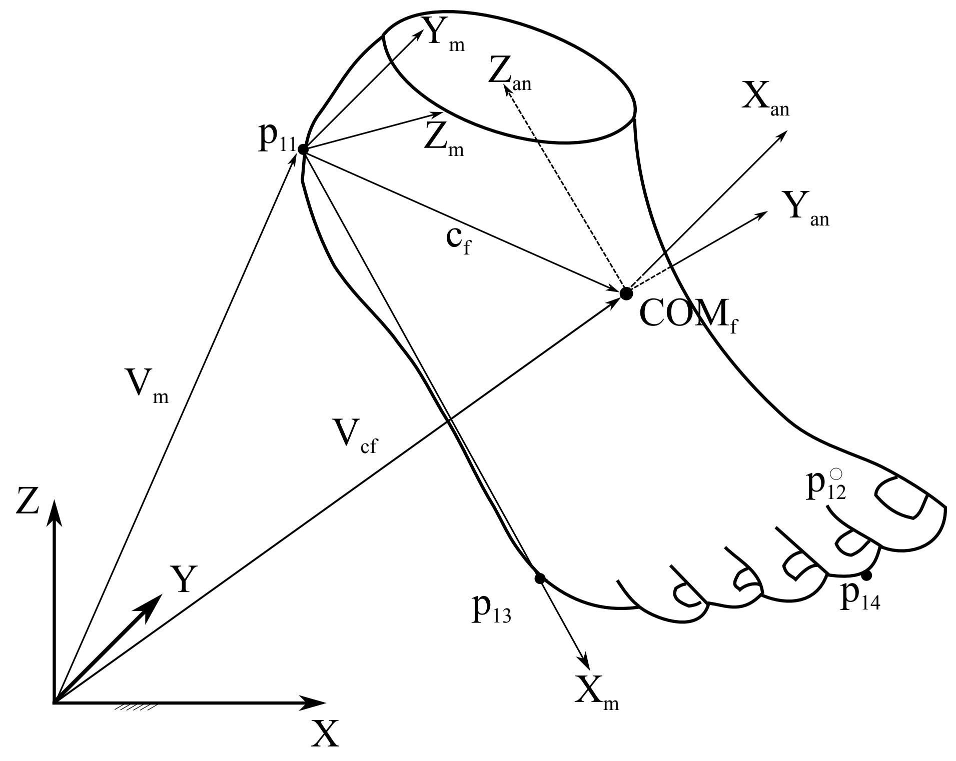
$$Zm = APV4 - APV3$$

$$Av = APV2 - APV43$$

$$Ym = Zm \times Av$$

$$Xm = Ym \times Zm$$

Anatomski sistem stopala smo določili tako, da je Zan os vektor, ki povezuje virtualno točko na pedalu ($pedalF$) in gleženj (pozitiven proksimalno), Yan os je vektor med stopalnico V in stopalnico I (pozitiven medialno), ta vektor ni pravokoten na



Slika 4: Koordinatni sistem stopala.[4]

Zan, vendar ga bomo kasneje popravili. S tem smo ustvarili ravnino YZ, Xan os je pravokotna na to ravnino (pozitivna anteriorno).

$$Yan = p_{12} - p_{13}$$

$$Zan = pGlezenj - pedalF$$

$$Xan = Yan \times Zan$$

Na koncu smo popravili še Yan, tako da bo pravokoten na ravnino XZ:

$$Yan = Zan \times Xan$$

Koordinatni sistem smo pretvorili v enotne velikosti. Matrika FG_A preslika vektor iz globalnega v anatomski sistem.

$$FG\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Nadaljevali smo z računanjem lokalnih koordinat gležnja in središče pedala ter treh sledilnih markerjev, saj želimo, da ima anatomski koordinatni sistem izhodišče v masnem središču.

[4]Vir: Lasten vir

Najprej smo izračunali, za koliko je oddaljen gleženj od masnega središča, kar smo naredili tako, da smo odšteli globalno koordinato gležnja od globalne koordinate masnega središča. Nato smo pomnožili matriko FG_A z dobljeno globalno koordinato. S tem smo dobili položaj gležnja v anatomskem sistemu stopala.

$$glezenj\_od\_masnega\_sredisca = pGlezenj - COMf$$

$$glezenj\_anatomski[FG\_A] * [glezenj\_od\_masnega\_sredisca]$$

Postopek smo ponovili za središče pedala in markerje na peti, stopalnici I in stopalnici 5.

$$pedal\_od\_masnega\_sredisca = pedalF - COMf$$

$$APVF = pedal\_anatomski[FG\_A] * [pedal\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$peta\_od\_masnega\_sredisca = p_{11} - COMf$$

$$AHVF = peta\_anatomski[FG\_A] * [peta\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$stolpnica1\_od\_masnega\_sredisca = p_{12} - COMf$$

$$AMV1 = stolpnica1\_anatomski[FG\_A] * [stolpnica1\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$stolpnica5\_od\_masnega\_sredisca = p_{13} - COMf$$

$$AMV5 = stolpnica5\_anatomski[FG\_A] * [stolpnica5\_od\_masnega\_sredisca]$$

S pomočjo markerjev v anatomskem sistemu smo dobili markerski sistem. Ta sistem je konstanta in preslika koordinate iz markerskega sistema v anatomski. Sistem smo definirali na naslednji način:

$$Xm = AMV5 - AHVF$$

$$Av = AMV1 - AHVF$$

$$Ym = Xm \times Av$$

$$Zm = Ym \times Xm$$

Vektorje smo pretvorili v enotne in zapisali v matrični obliki:

$$FM\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Potrebujemo še razdaljo od masnega središča do proksimalnega in distalnega konca segmenta. Ti razdalji sta ročici, ki ju moramo upoštevati pri računanju navorov v x in y smer. Določene so kot velikost vektorja v anatomskem sistemu. Dolžina distalne ročice je

$$stopaloD = \sqrt{APVF^2},$$

ter dolžina proksimalne ročice je

$$stopaloP = \sqrt{AAVF^2}$$

Nadaljevali smo z goleni. Na podoben način smo definirali anatomski sistem, Zan os je vektor, ki povezuje gleženj in koleno (pozitiven proksimalno), Yan os je vektor, ki povezuje lateralni in medialni maleol (pozitiven medialno). Ta vektor ni pravokoten na Zan, vendar ga bomo kasneje popravili. S tem smo ustvarili ravnino YZ, Xan os je pravokotna na to ravnino (pozitivna anteriorno).

$$Yan = p_{10} - p_9$$

$$Zan = pKoleno - pGlezenj$$

$$Xan = Yan \times Zan$$

Na koncu smo popravili še Yan:

$$Yan = Zan \times Xan$$

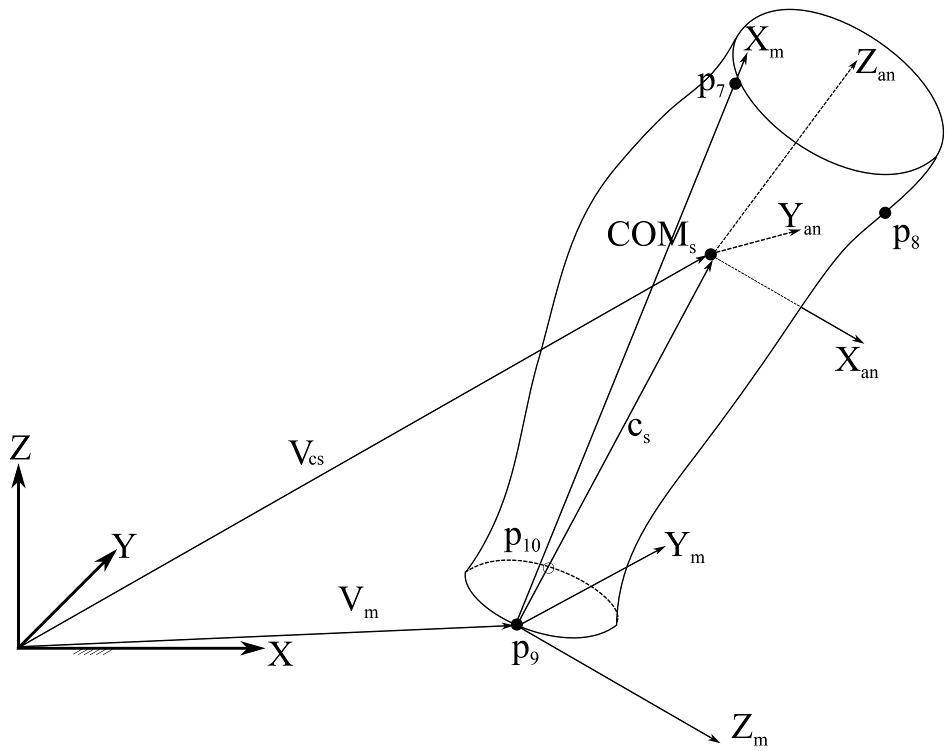
Podobno kot pri stopalu, smo koordinate referenčnega sistema goleni pretvorili v enotne velikosti in zapisali v matriko SG_A na isti način kot pri stopalu:

$$SG\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Nadaljevali smo z računanjem lokalnih koordinat gležnja in kolena ter treh sledilnih markerjev (p_7, p_8 in p_9). Tu obravnavamo golen in potrebno je ponovno izračunati lokalne koordinate gležnja, saj nas zanima, kje se nahaja glede na masno središče goleni.
Lokalne koordinate smo izračunali na podoben način kot pri stopalu z razliko, da smo sedaj uporabljali enoten sistem goleni, ki je zapisan v matriki SG_A.

$$glezenj\_od\_masnega\_sredisca = pGlezenj - COMs$$

[5]Vir: Lasten vir



Slika 5: Koordinatni sistem goleni.[5]

$$AAVS = glezenj\_anatomski[SG\_A] * [glezenj\_od\_masnega\_sredisca]$$

Postopek smo ponovili za koleno in markerje na lateratlnem maleolu, glavi mečnice in grčevine.

$$koleno\_od\_masnega\_sredisca = pKoleno - COMs$$

$$AKVS = koleno\_anatomski[SG\_A] * [koleno\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$lateralni\_maleol\_od\_masnega\_sredisca = p_9 - COMs$$

$$AMVS = lateralni\_maleol\_anatomski[SG\_A]*[lateralni\_maleol\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$mecnica\_od\_masnega\_sredisca = p_7 - COMs$$

$$AFVS = mecnica\_anatomski[SG\_A] * [mecnica\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$medialni\_maleol\_od\_masnega\_sredisca = p_{10} - COMs$$

$$AmVS = medialni\_maleol\_anatomski[SG\_A]*[medialni\_maleol\_od\_masnega\_sredisca]$$

Na koncu smo definirali še konstanten markerski sistem, da lahko preslikamo koordinate iz markerskega sistema v anatomski. Sistem smo definirali na naslednji način:

$$Xm = AFVS - AMVS$$

$$Av = AmVS - AMVS$$

$$Zm = Av \times Xm$$

$$Ym = Xm \times Zm$$

Vektorje smo pretvorili v enotne in zapisali v matrični obliki:

$$SM\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Potrebujemo še dolžino distalne in proksimalne ročice. Izračunamo jih podobno kot pri stopalu:

$$golenD = \sqrt{AAVS^2}$$

je dolžina distalne ročice in

$$golenP = \sqrt{AKVS^2}$$

je dolžina proksimalne ročice.

Na podoben način smo definirali stegno. Zan je vektor, ki povezuje koleno in kolk (pozitiven proksimalno), Yan je vektor, ki povezuje lateralni in medialni kondil (pozitiven medialno). S tem smo ustvarili ravnino YZ, Xan os je pravokotna na to ravnino (pozitivna anteriorno).

$$Yan = p_6 - p_5$$

$$Zan = pKolk - pKoleno$$

$$Xan = Yan \times Zan$$

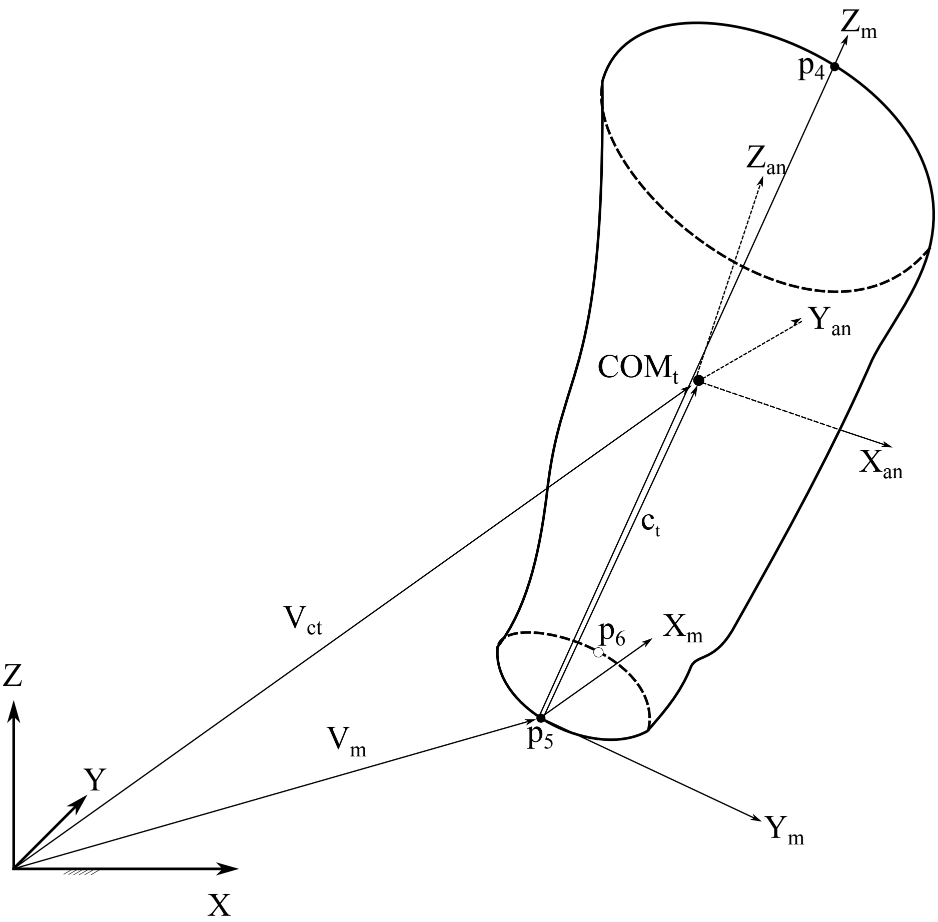
Na koncu smo popravili še Yan:

$$Yan = Zan \times Xan$$

Koordinate referenčnega sistema stegna smo pretvorili v enotne velikosti in zapisali v matriko TG_A.

$$TG\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

[6]Vir: Lasten vir



Slika 6: Koordinatni sistem stegna.[6]

Nadaljevali smo z računanjem lokalnih koordinat kolena in kolka ter treh sledilnih markerjev na trohanterju ter lateralnem in medialnem kondilu (p_4, p_5 in p_6).

$$kolk\_od\_masnega\_sredisca = pKolk - COMt$$

$$AHVT = kolk\_anatomski[TG\_A] * [kolk\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$koleno\_od\_masnega\_sredisca = pKoleno - COMt$$

$$AKVT = koleno\_anatomski[TG\_A] * [koleno\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$lateralni\_kondil\_od\_masnega\_sredisca = p_5 - COMt$$

$$ACVT = lateralni\_kondil\_anatomski[TG\_A]*[lateralni\_kondil\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$trohanter\_od\_masnega\_sredisca = p_4 - COMt$$

$$ATVT = trohanter\_anatomski[TG\_A] * [trohanter\_od\_masnega\_sredisca]$$

$$medialni\_kondil\_od\_masnega\_sredisca = p_6 - COMt$$

$$AcVT = medialni\_kondil\_anatomski[TG\_A]*[medialni\_kondil\_od\_masnega\_sredisca]$$

Na koncu smo definirali še konstanten markerski sistem:

$$Zm = ATVT - ACVT$$

$$Av = AcVT - ACVT$$

$$Ym = Av \times Zm$$

$$Xm = Zm \times Ym$$

Vektorje smo pretvorili v enotne in zapisali v matrični obliki:

$$TM\_A = \begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x \\ X_y & Y_y & Z_y \\ X_z & Y_z & Z_z \end{bmatrix}$$

Izračunali smo še dolžino distalne in proksimalne ročice:

$$stegnoD = \sqrt{AKVT^2}$$

je dolžina distalne ročice in

$$stegnoP = \sqrt{AHVT^2}$$

je dolžina proksimalne ročice.

S tem smo končali kalibracijsko fazo. Določili smo vse anatomske in markerske sisteme, potrebne za 3D inverzno dinamiko spodnjih ekstremitet, ter v kakšnem odnosu so ti sistemi glede na globalni sistem.

3.3.2 Glavne meritve

Nadaljevali smo z meritvenim postopkom. Potrebujemo še matriko, ki slika iz globalnega sistema v markerski (G_M). Ta matrika je časovno potratna, saj se spreminja ves čas in jo moramo posledično računati za vsaki okvir. Na koncu moramo še pomnožiti matriki G_M in konstantno matrko (FM_A za stopalo, SM_A za golen in TM_A za stegno), da dobimo matriko G_A, ki slika globalne koordinate v anatomske koordinate segmenta. V matriki G_A so "shranjeni"trije Cardanovi rotacijski koti, ki jih potrebujemo za izračun kotnih hitrosti segmenta v x, y in z smer [26]. Matrika je zapisana v naslednji obliki:

$$G\_A = \begin{bmatrix} cos\theta_2 cos\theta_3 & sin\theta_3 cos\theta_1 + sin\theta_1 sin\theta_2 cos\theta_3 & sin\theta_1 sin\theta_3 - cos\theta_1 sin\theta_2 cos\theta_3 \\ -cos\theta_2 sin\theta_3 & cos\theta_1 cos\theta_3 - sin\theta_1 sin\theta_2 sin\theta_3 & sin\theta_1 cos\theta_3 - cos\theta_1 sin\theta_2 sin\theta_3 \\ sin\theta_2 & -sin\theta_1 cos\theta_2 & cos\theta_1 cos\theta_2 \end{bmatrix}$$

Pri računanju te matrike uporabljamo iste markerje in iste osi kot pri računanju matrike (v kalibracijski fazi), ki slika markerski v anatomski sistem (FM_A, SM_A oz. TM_A). Edina razlika je v tem, da pri računanju matrike G_M uporabljamo globalne koordinate markerjev.

Najprej smo definirali markerski sistem pedala na i-tem okvirju,

$$Z_{m_i} = p_{18_i} - p_{17_i}$$

$$A_{v_i} = p_{16_i} - p_{17_i}$$

$$Y_{m_i} = Z_{m_i} \times A_{v_i}$$

$$X_{m_i} = Y_{m_i} \times Z_{m_i}$$

potem smo te vektorje pretvorili v enotne in jih zapisali v matriko G_MP_i,

$$G\_MP_i = \begin{bmatrix} X_{x_i} & Y_{x_i} & Z_{x_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \end{bmatrix}$$

Ostane nam še, da pomnožimo matriki PM_A in G_MP_i,

$$G\_AP_i = [PM\_A] * [G\_MP_i]$$

Nadaljevali smo z markerskim sistemom stopala na i-tem okvirju,

$$X_{m_i} = p_{13_i} - p_{11_i}$$

$$A_{v_i} = p_{12_i} - p_{11_i}$$

$$Y_{m_i} = X_{m_i} \times A_{v_i}$$

$$Z_{m_i} = Y_{m_i} \times X_{m_i}$$

Vektorje smo pretvorili v enotne in jih zapisali v matriko G_MF_i,

$$G\_MF_i = \begin{bmatrix} X_{x_i} & Y_{x_i} & Z_{x_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \end{bmatrix}$$

Pomnožili smo matriki FM_A in G_MF_i, da dobimo matriko G_AF_i,

$$G\_AF_i = [FM\_A] * [G\_MF_i]$$

Iz dobljene matrike lahko izrazimo θ_{1_i}, θ_{2_i}, θ_{3_i}. Dovolj je, da pogledamo samo tretjo vrstico in prvi stolpec, saj iz tretje vrstice dobimo θ_{1_i} in θ_{2_i} in potem iz prvega stolpca dobimo še θ_{3_i}.
Z vektorjem V_{cf_i} smo označili koordinate masnega središča v globalnem sistemu. Ker smo definirali koordinatno izhodišče markerskega sistema stopala z markerjem p_{11_i} in vektor $AHVF$ povezuje masno središče z markerjom p_{11_i} v lokalnem sistemu je masno središča stopala seštevek teh dveh vektorjev. Vektorju $AHVF$ smo spremenili smer in pomnožili z matriko AF_G_i, ki je transponirana matrika G_AF_i, da dobimo koordinate v globalnem sistemu. Naj bo,

$$cf_i = [A\_G_i] * [-AHVF]$$

potem ima masno središče stopala koordinate:

$$V_{cf_i} = p_{11_i} + cf_i$$

Linearne pospeške masnega središča stopala v globalnem sistemu na i-tem okvirju je:

$$a_{fX_i} = (X_{i+1} - 2X_i + X_{i-1})/\Delta t^2$$
$$a_{fY_i} = (Y_{i+1} - 2Y_i + Y_{i-1})/\Delta t^2$$
$$a_{fZ_i} = (Z_{i+1} - 2Z_i + Z_{i-1})/\Delta t^2$$

pri čemer so X, Y in Z koordinate V_{cf_i} v x, y in z smer. Ker smo sile računali v globalnem sistemu, morajo tudi pospeški masnega središča biti v globalnem sistemu.

Kotno hitrost smo izračunali v lokalnem sistemu po formuli:

$$\omega_i = \begin{bmatrix} \omega_{fx_i} \\ \omega_{fy_i} \\ \omega_{fz_i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} cos\theta_{2_i} cos\theta_{3_i} & sin\theta_{3_i} & 0 \\ -cos\theta_{2_i} sin\theta_{3_i} & cos\theta_{3_i} & 0 \\ sin\theta_{2_i} & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta_{1_i}} \\ \dot{\theta_{2_i}} \\ \dot{\theta_{3_i}} \end{bmatrix}$$

pri čemer so $\dot{\theta_{1_i}}$, $\dot{\theta_{2_i}}$ in $\dot{\theta_{3_i}}$ prvi odvodi Cardanovih kotov. Kotni pospešek smo izračunali na naslednji način,

$$\alpha_{fx_i} = (\omega_{fx_{i+1}} - \omega_{fx_{i-1}})/2\Delta t$$
$$\alpha_{fy_i} = (\omega_{fy_{i+1}} - \omega_{fy_{i-1}})/2\Delta t$$
$$\alpha_{fz_i} = (\omega_{fz_{i+1}} - \omega_{fz_{i-1}})/2\Delta t$$

Postopek smo ponovili za golen. Koordinatni sistem goleni smo definirali na naslednji način:

$$X_{m_i} = p_{7_i} - p_{9_i}$$

$$A_{v_i} = p_{10_i} - p_{9_i}$$

$$Z_{m_i} = A_{V_i} \times X_{m_i}$$

$$Y_{m_i} = X_{m_i} \times Z_{m_i}$$

Sistem smo poenotili in zapisali v matriko G_MS_i na isti način kot pri stopalu.

$$G\_MS_i = \begin{bmatrix} X_{x_i} & Y_{x_i} & Z_{x_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \end{bmatrix}$$

Ostane nam še, da pomnožimo matriki SM_A in G_MS_i,

$$G\_AS_i = [SM\_A] * [G\_MS_i]$$

Vektor V_{cs_i} označuje koordinate masnega središča goleni na i-tem okvirju v globalnem sistemu. Podobno kot prej, koordinatno izhodišče markerskega sistema goleni je p_{9_i} in vektor $ACVS$ povezuje masno središče goleni z markerjem p_{9_i}. Vektor cs_i je enak

$$cs_i = [AS\_G_i] * [-AMVS]$$

in masno središče ima koordinate:

$$V_{cs_i} = p_{9_i} + cs_i$$

Linearni pospešek masnega središča v globalnem sistemu na i-tem okvirju izračunamo na isti način kot pri stopalu, pri čemer uporabljamo koordinate masnega središča goleni:

$$a_{sX_i} = (X_{i+1} - 2X_i + X_{i-1})/\Delta t^2$$

$$a_{sY_i} = (Y_{i+1} - 2Y_i + Y_{i-1})/\Delta t^2$$

$$a_{sZ_i} = (Z_{i+1} - 2Z_i + Z_{i-1})/\Delta t^2$$

Kotno hitrost in pospešek smo izračunali na isti način kot pri stopalu:

$$\omega_i = \begin{bmatrix} \omega_{sx_i} \\ \omega_{sy_i} \\ \omega_{sz_i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} cos\theta_{2_i} cos\theta_{3_i} & sin\theta_{3_i} & 0 \\ -cos\theta_{2_i} sin\theta_{3_i} & cos\theta_{3_i} & 0 \\ sin\theta_{2_i} & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta_{1_i}} \\ \dot{\theta_{2_i}} \\ \dot{\theta_{3_i}} \end{bmatrix}$$

$$\alpha_{sx_i} = (\omega_{sx_{i+1}} - \omega_{sx_{i-1}})/2\Delta t$$

$$\alpha_{sy_i} = (\omega_{sy_{i+1}} - \omega_{sy_{i-1}})/2\Delta t$$

$$\alpha_{sz_i} = (\omega_{sz_{i+1}} - \omega_{sz_{i-1}})/2\Delta t$$

Podoben postopek smo ponovili za stegno:

$$Z_{m_i} = p_{4_i} - p_{5_i}$$

$$A_{v_i} = p_{6_i} - p_{5_i}$$

$$Y_{m_i} = A_{v_i} \times Z_{m_i}$$

$$X_{m_i} = Z_{m_i} \times Y_{m_i}$$

Sistem smo poenotili in zapisali v matriko G_MT_i:

$$G\_MT_i = \begin{bmatrix} X_{x_i} & Y_{x_i} & Z_{x_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \\ X_{y_i} & Y_{y_i} & Z_{y_i} \end{bmatrix}$$

Na koncu smo še pomnožili matriki TM_A in G_MT_i:

$$G\_AT_i = [TM\_A] * [G\_MT_i]$$

Vektor V_{cs_i} označuje koordinate masnega središča stegna na i-tem okvirju v globalnem sistemu. Koordinatno izhodišče markerskega sistema stegna je p_{5_i} in vektor $ACVT$ povezuje masno središče stegna z markerjem p_{5_i}. Vektor ct_i je enak,

$$ct_i = [AT\_G_i] * [-ACVT]$$

in masno središče je:

$$V_{cs_i} = p_{5_i} + cs_i$$

Linearni pospešek masnega središča v globalnem sistemu na i-tem okvir je:

$$a_{tX_i} = (X_{i+1} - 2X_i + X_{i-1})/\Delta t^2$$

$$a_{tY_i} = (Y_{i+1} - 2Y_i + Y_{i-1})/\Delta t^2$$

$$a_{tZ_i} = (Z_{i+1} - 2Z_i + Z_{i-1})/\Delta t^2$$

Kotno hitrost in pospešek smo izračunali po formuli:

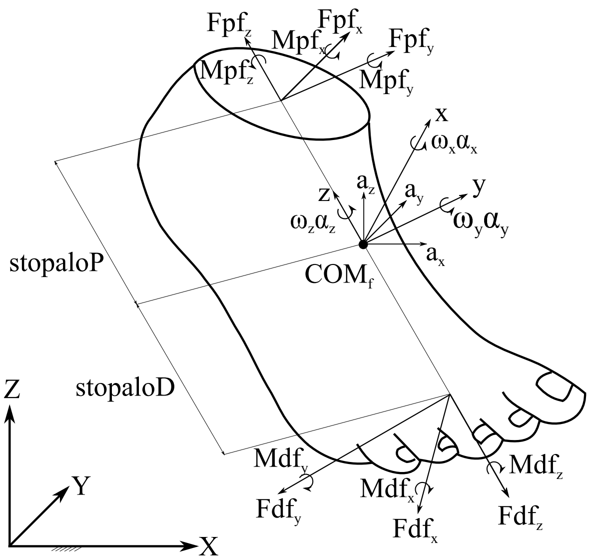
$$\omega_i = \begin{bmatrix} \omega_{tx_i} \\ \omega_{ty_i} \\ \omega_{tz_i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} cos\theta_{2_i} cos\theta_{3_i} & sin\theta_{3_i} & 0 \\ -cos\theta_{2_i} sin\theta_{3_i} & cos\theta_{3_i} & 0 \\ sin\theta_{2_i} & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta_{1_i}} \\ \dot{\theta_{2_i}} \\ \dot{\theta_{3_i}} \end{bmatrix}$$

$$\alpha_{tx_i} = (\omega_{tx_{i+1}} - \omega_{tx_{i-1}})/2\Delta t$$
$$\alpha_{ty_i} = (\omega_{ty_{i+1}} - \omega_{ty_{i-1}})/2\Delta t$$
$$\alpha_{tz_i} = (\omega_{tz_{i+1}} - \omega_{tz_{i-1}})/2\Delta t$$

S tem smo zaključili obdelavo kinematičnih podatkov. V nadaljevanju smo dodali še kinetične podatke in izračunali sile ter navore v gležnju, nazadnje še v kolenskem sklepu.

3.4 Kinetika

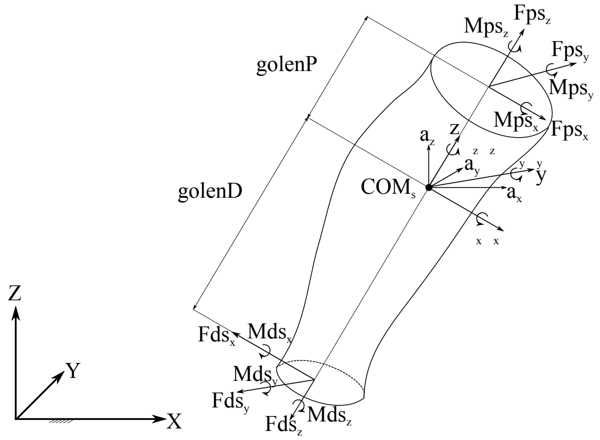
Sile smo računali v globalnem sistemu z drugim Newtonovim zakonom. To smo lahko naredili, ker smo izmerjene sile in navore na pedalu, najprej pretvorili v globalni sistem s pomočjo referenčnega sistema na pedalu. Navore smo računali v lokalnem sistemu. Na slikah 7, 8 in 9 so prikazane rešitve 3D inverzne dinamike za segmente stopala, goleni in stegna.



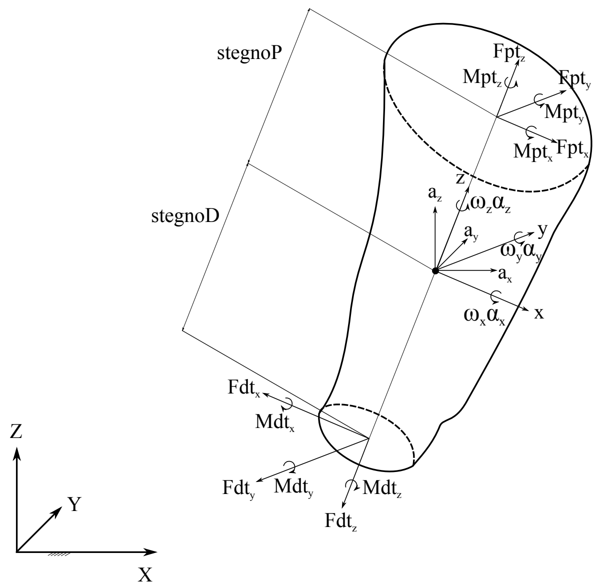
Slika 7: 3D rešitev inverzne dinamike stopala.[7]

Najprej smo pretvorili sile in navore iz lokalnega sistema pedala v globalni sistem, tako da smo pomnožili matriko AP_G_i na i-tem okvirju s silami in navori na i-tem okvirju:

[7]Vir: Lasten vir
[8]Vir: Lasten vir
[9]Vir: Lasten vir



Slika 8: 3D rešitev inverzne dinamike goleni.[8]



Slika 9: 3D rešitev inverzne dinamike stegna.[9]

$$\begin{bmatrix} FPp_{X_i} \\ FPp_{Y_i} \\ FPp_{Z_i} \end{bmatrix} = [AP\_G_i] * \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix}$$

pri čemer so F_x, F_y in F_z izmerjene sile na pedalu. Podobno smo pretvorili navor v globalni sistem:

$$\begin{bmatrix} MPp_{X_i} \\ MPp_{Y_i} \\ MPp_{Z_i} \end{bmatrix} = [AP\_G_i] * \begin{bmatrix} Tx \\ Ty \\ Tz \end{bmatrix}$$

pri čemer so Tx, Ty in Tz izmerjeni navori na pedalu. V našem primeru je navor

Ty enak nič, saj y os je os vzdolž osovine pedala in posledično okoli te osi ni navora.

3.4.1 Sile

Po drugem Newtonovem zakonu je $\Sigma F = ma$. Iz tega sledi, da je $F_P - F_D = ma$, pri čemer P in D označujeta proksimalno oz. distalno silo segmenta.
Proksimalne sile stopala v X, Y in Z smer v globalnem sistemu smo izračunali na naslednji način:

$$FPf_{X_i} = m_f * a_{X_i} + FPp_{X_i}$$

$$FPf_{Y_i} = m_f * a_{Y_i} + FPp_{Y_i}$$

$$FPf_{Z_i} = m_f * a_{Z_i} + FPp_{Z_i}$$

pri čemer je m_f masa stopala, a_{X_i}, a_{Y_i} in a_{Z_i} so linearni pospeški, FPp_{X_i}, FPp_{Y_i} in FPp_{Z_i} so izmerjene sile na i-tem okvirju v X, Y in Z smer v globalne sistemu. Na koncu smo še pretvorili proksimalne in distalne sile v lokalni sistem. Za proksimalne sile velja:

$$\begin{bmatrix} Fpf_{X_i} \\ Fpf_{Y_i} \\ Fpf_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AF_i] * \begin{bmatrix} FPf_{X_i} \\ FPf_{Y_i} \\ FPf_{Z_i} \end{bmatrix}$$

in za distalne sile velja:

$$\begin{bmatrix} Fdf_{X_i} \\ Fdf_{Y_i} \\ Fdf_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AF_i] * \begin{bmatrix} FPp_{X_i} \\ FPp_{Y_i} \\ FPp_{Z_i} \end{bmatrix}$$

Na podoben način smo izračunali proksimalne sile golena:

$$FPs_{X_i} = m_s * a_{X_i} + FPf_{X_i}$$

$$FPs_{Y_i} = m_s * a_{Y_i} + FPf_{Y_i}$$

$$FPs_{Z_i} = m_s * a_{Z_i} + FPf_{Z_i}$$

pri čemer je m_s masa goleni, a so pospeški v X, Y in Z smer in FPf so proksimalne sile goleni v globalnem sistemu. Proksimalne in distalne sile goleni v lokalnem sistemu smo izračunali na naslednji način:

$$\begin{bmatrix} Fps_{X_i} \\ Fps_{Y_i} \\ Fps_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AS_i] * \begin{bmatrix} FPs_{X_i} \\ FPs_{Y_i} \\ FPs_{Z_i} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} Fds_{X_i} \\ Fds_{Y_i} \\ Fds_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AS_i] * \begin{bmatrix} FPs_{X_i} \\ FPs_{Y_i} \\ FPs_{Z_i} \end{bmatrix}$$

Podobno smo izračunali sile za stegno:

$$FPt_{X_i} = m_t * a_{X_i} + FPs_{X_i}$$

$$FPt_{Y_i} = m_t * a_{Y_i} + FPs_{Y_i}$$

$$FPt_{Z_i} = m_t * a_{Z_i} + FPs_{Z_i}$$

pri čemer je m_t masa stegna, a so pospeški v X, Y in Z smer, FPs so proksimalne sile stegna v globalnem sistemu. Proksimalne in distalne sile stegna smo izračunali na naslednji način:

$$\begin{bmatrix} Fpt_{X_i} \\ Fpt_{Y_i} \\ Fpt_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AT_i] * \begin{bmatrix} FPt_{X_i} \\ FPt_{Y_i} \\ FPt_{Z_i} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} Fdt_{X_i} \\ Fdt_{Y_i} \\ Fdt_{Z_i} \end{bmatrix} = [G\_AT_i] * \begin{bmatrix} FPt_{X_i} \\ FPt_{Y_i} \\ FPt_{Z_i} \end{bmatrix}$$

S tem smo izračunali vse potrebne spremeljivke, da izračunamo proksimalne in distalne navore.

3.4.2 Navori

Kot je bilo prej omenjeno, smo navore računali v lokalnem sistemu. Pomembno je, da so vse spremenljivke, ki so potrebne za računanje navora, tudi v lokalnem sistemu. Uporabljali smo Eulerjeve 3D enačbe gibanja za segment. V splošnem velja:

$$I_x\alpha_x + (I_y - I_z)\omega_z\omega_y = \Sigma M_x = F_{y_d}l_d + F_{y_p}l_p + M_{x_p} - M_{x_d}$$

$$I_y\alpha_y + (I_z - I_x)\omega_x\omega_z = \Sigma M_y = F_{x_d}l_d + F_{x_p}l_p + M_{y_p} - M_{y_d}$$

$$I_z\alpha_z + (I_x - I_y)\omega_x\omega_y = \Sigma M_z = M_{z_p} - M_{z_d}$$

pri čemer je I_x, I_y in I_z vztrajnostni moment, ω_x, ω_y in ω_z so kotne hitrosti okoli x, y in z osi, α_x, α_y in α_z so kotni pospeški okoli x, y in z osi, M_{x_d}, M_{y_d} in M_{z_d} so distalni navori okoli x, y in z osi, F_{x_d}, F_{x_p}, F_{y_d}, F_{y_p}, F_{z_d} in F_{z_p} so reakcijske sile na distalnem in proksimalnem sklepu v x, y in z smer. l_p in l_d sta razdalji od masnega središča do

proksimalnega oz. distalnega sklepa.
Proksimalne navore stopala smo izračunali na naslednji način:

$$Mpf_{x_i} = If_x\alpha_{fx_i} + (If_y - If_z)\omega_{fz_i}\omega_{fy_i} - Fdf_{y_i}stopaloD - Fpf_{y_i}stopaloP + Mdf_{x_i}$$

$$Mpf_{y_i} = If_y\alpha_{fy_i} + (If_z - If_x)\omega_{fx_i}\omega_{fz_i} - Fdf_{x_i}stopaloD - Fpf_{x_i}stopaloP + Mdf_{y_i}$$

$$Mpf_{z_i} = If_z\alpha_{fz_i} + (If_x - If_y)\omega_{fx_i}\omega_{fy_i} + Mdf_{z_i}$$

Podobno smo izračunali navore v goleni:

$$Mps_{x_i} = Is_x\alpha_{sx_i} + (Is_y - Is_z)\omega_{sz_i}\omega_{sy_i} - Fds_{y_i}golenD - Fps_{y_i}golenP + Mds_{x_i}$$

$$Mps_{y_i} = Is_y\alpha_{sy_i} + (Is_z - Is_x)\omega_{sx_i}\omega_{sz_i} - Fds_{x_i}golenD - Fps_{x_i}golenP + Mds_{y_i}$$

$$Mps_{z_i} = Is_z\alpha_{sz_i} + (Is_x - Is_y)\omega_{sx_i}\omega_{sy_i} + Mds_{z_i}$$

In na koncu še za stegno velja:

$$Mpt_{x_i} = It_x\alpha_{tx_i} + (It_y - It_z)\omega_{tz_i}\omega_{ty_i} - Fdt_{y_i}stegnoD - Fpt_{y_i}stegnoP + Mdt_{x_i}$$

$$Mpt_{y_i} = It_y\alpha_{ty_i} + (It_z - It_x)\omega_{tx_i}\omega_{tz_i} - Fdt_{x_i}stegnoD - Fpt_{x_i}stegnoP + Mdt_{y_i}$$

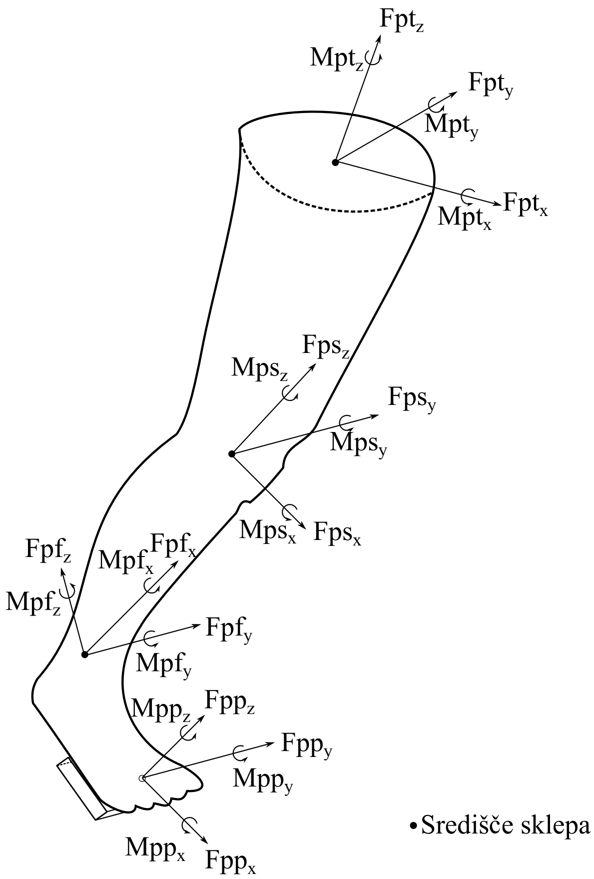
$$Mpt_{z_i} = It_z\alpha_{tz_i} + (It_x - It_y)\omega_{tx_i}\omega_{ty_i} + Mdt_{z_i}$$

S tem smo opisali 3D rešitev inverzne dinamike spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem. Na sliki 10 je prikazana desna noga in koordinatni sistemi v sklepih oz., v katero smer delujejo sile in navori v sklepih.

3.5 Testni postopek

V raziskavi sta prostovoljno sodelovala 2 kolesarja. Povprečna starost merjenca je bila 26,5 let ± 3,5, povprečno sta bila visoka 1.775 m ± 0,15 in povprečno težka 75,25 kg ± 10,5 kg.

[10] Vir: Lasten vir



Slika 10: 3D rešitev inverzne dinamike spodnjih ekstremitet.[10]

Preiskovanca sta koelsarila na lastnem kolesu, vpetem na kolesarski ergometer (Elite Drivo, Terviso, Italija), ki omogoča regulacijo konstantne izhodne moči. Po petminutnem ogrevanju je sledila glavna meritev. Kolesarila sta dvakrat po eno minuto. Moč je bila 75% od maksimalne moči, dosežene na obremenilnem testu (povprečno 235 ± 15 W).

Za merjenje proizvedenih sil in navora (kinetika) smo uporabljali pedala Forped (Znanost v kolesarstvo, d.o.o., Ljubljana, Slovenija), ki sta bila povezana s programsko opremo (ARS Free Measurement) na računalniku. Pedal omogoča izračun sil v vseh treh smereh vektorskega prostora in izračun navora okrog vertikalne in prečne osi. Podatki kinematike so bili zajeti s pomočjo šestih visokofrekvenčnih tridimenzionalnih kamer (NDI, Certus, Waterloo, Kanada) s frekvenco zajema 128 Hz, medtem ko je bila frekvenca kinetike 1000 Hz. Vsi podatki so bili sinhronizirani in poravnani na frekvenco 1000 Hz, frekvenčno filtrirani (mejna frekvenca kinetike 8 Hz, kinematike 12 Hz; Butterworth, četrti red).

Nominalne kapacitete pedala:

- sila vertikalno (pozitivna) – 2000 N;

- sila vertikalno (negativna) – 450 N;
- sila v smeri levo-desno in naprej-nazaj – 300 N;
- navor okrog prečne osi – 10 Nm;
- navor okrog vertikalne osi – 6.5 Nm.

4 Rezultati z diskusijo

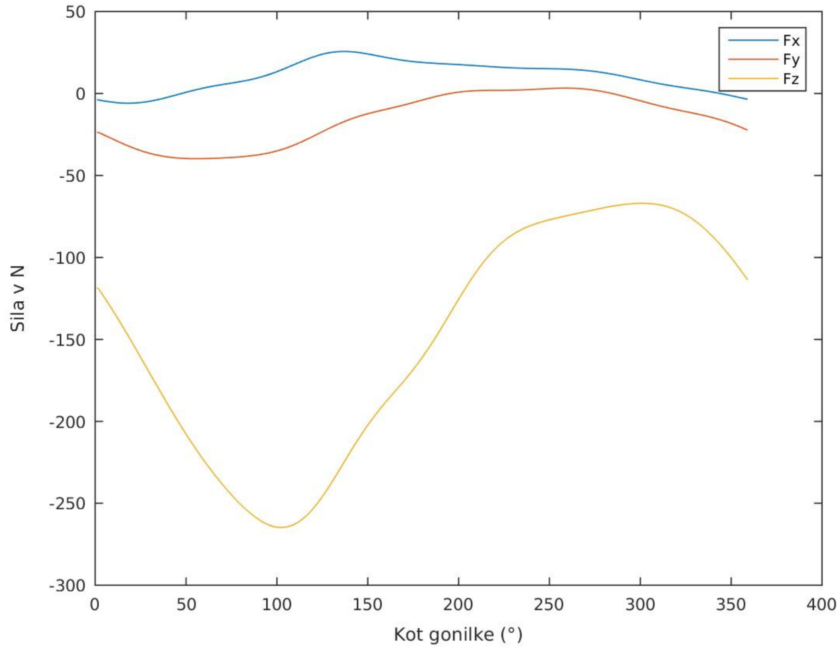
Zaradi lažjega razumevanja rezultatov so na slikah 11-14 predstavljene povprečne vrednosti izmerjenih obremenitev na pedalu in izračunanih v kolenu za drugega merjenca (obe minuti). Vsi rezultati so prikazani v lokalnem koordinatnem sistemu pedal oz. goleni. Sile v kolenu so sile, ki jih ustvari stegno na golen.

Tangecialna sila F_x na pedalu je pozitivna, ko nogo potiskamo naprej in negativna, ko jo potiskamo nazaj. Transverzalna sila F_y je negativna, ko nogo potiskamo navzven (aktivna faza) in pozitivna, ko jo potiskamo navznoter (pasivna faza). Normalna sila F_z je najpomembnejša z vidika učinkovitosti, saj ima največji učinek na poganjanje kolesa. Največjo vrednost ima, ko je kot gonilke približno 90°. Pozitivna sila F_x v kolenu nastane verjetno zaradi posteriorne translacije tibie na femur, medtem ko je negativna posledica anteriorne translacije. Posledica lateralne translacije je pozitivna sila F_y in medialne je negativna. Sila F_z razteguje sklep, ko je pozitivna in stiska, ko je negativna. Če primerjamo sliki 11 in 12 lahko zaključimo, da so sile na pedalu in v kolenu približno enkakih smeri z majhnim zamikom. Do razlik v silah na pedalu in v kolenu lahko pride, ker koordinatna sisitema nista isto usmerjena in se posledično sile na drugem segmentu drugače porazdelijo na komponente sil. Do razlike lahko pride tudi zaradi pospeškov goleni.

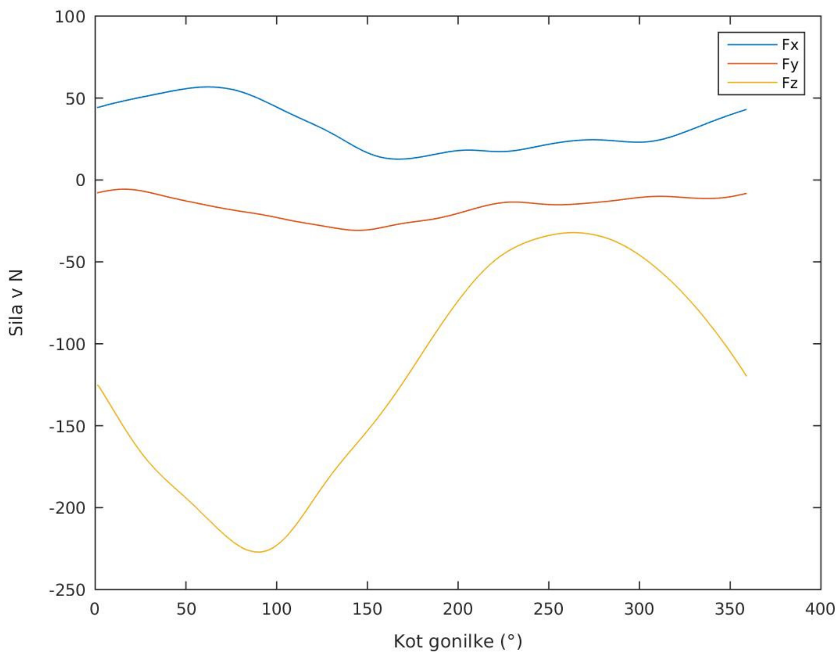
Tabela 4: Največje in najmanjše vrednosti sil na pedalu

Merjenec	Moč (W)	Ponovitev	+Fx (N)	-Fx (N)	+Fx (kot°)	-Fx (kot°)	+Fy (N)	-Fy (N)	+Fy (kot°)	-Fy (kot°)	+Fz (N)	-Fz (N)	+Fz (kot°)	-Fz (kot°)
1	250	1	47.16	-36.43	98	13	6.54	-34.27	151	60	0.09	-265.84	198	77
		2	57.01	-29.34	51	333	8.45	-40.88	112	21	-4.07	-294.55	159	37
2	220	1	23.05	-6.44	287	37	1.92	-44.46	342	243	-53.38	-261.79	3	264
		2	31.71	-18.07	219	163	10.68	-52.33	288	194	-20.76	-318.00	322	206
Povprečje	235	-	39.7	-22.6	163.8	136.5	6.9	-42.9	223.3	129.5	-19.5	-285.0	170.5	146
SD	21.2	-	15.2	13.1	108.4	146.6	3.7	7.5	109.4	105.9	24.3	26.4	131.5	106.7

Spremenljivost v največjih in najmanjših vrednostih sil na pedalu (tabela 4) znotraj merjenca je največja v vertikalni F_z komponenti (29 N pri prvem oz. 56 N pri drugem merjencu), medtem ko je spremenljivost v ostalih komponentah manjša (manj kot 10 N). Položaj gonilke glede na največje in najmanjše vrednosti je znotraj merjenca podoben, vendar še vedno so razlike občutjive za določene komponente. Pri prvem merjencu je razlika v kotu gonilke za negativno silo F_x 126°, podobno je tudi pri drugem. Spremenljivost med merjencema je velika.



Slika 11: Sile na pedalu (merjenec 2)



Slika 12: Sile v kolenu (merjenec 2)

Spremenljivost v kolenu (tabela 5) je največja za pozitivno silo F_x (30 N pri prvem oz. 44 N pri drugem merjencu), sila F_z v kolenu je manj spremenljiva kot tista, izmer-

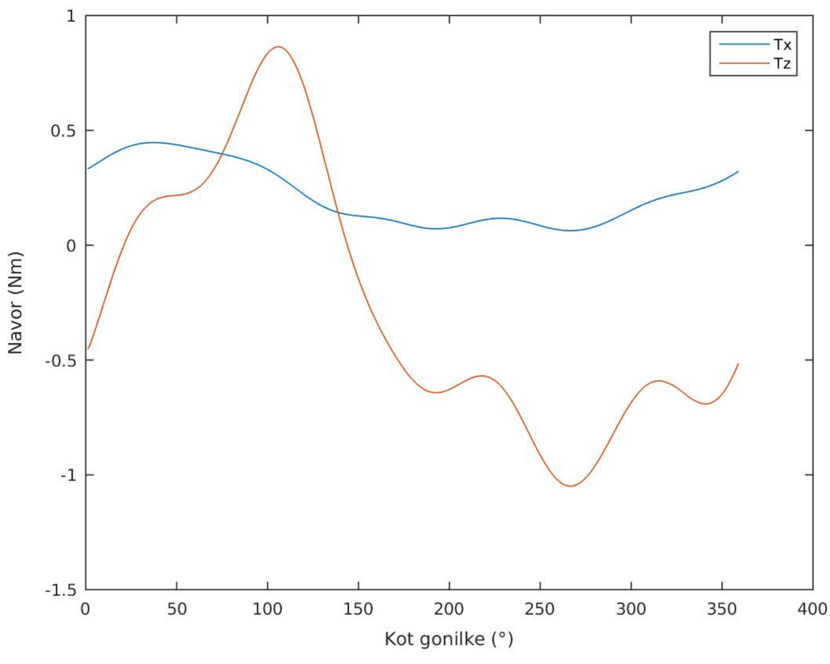
Tabela 5: Največje in najmanjše vrednosti sil v kolenu

Merjenec	Moč (W)	Ponovitev	+Fx (N)	-Fx (N)	+Fx (kot°)	-Fx (kot°)	+Fy (N)	-Fy (N)	+Fy (kot°)	-Fy (kot°)	+Fz (N)	-Fz (N)	+Fz (kot°)	-Fz (kot°)
1	250	1	103.29	-7.32	80	2	8.97	-14.85	21	62	-13.33	-197.09	190	87
		2	132.08	2.97	38	165	11.68	-19.51	340	20	-16.74	-218.12	154	44
2	220	1	89.87	7.98	256	9	-3.54	-28.86	20	279	-14.94	-239.78	1	255
		2	45.62	12.90	197	234	9.52	-41.36	157	221	-18.42	-268.76	318	201
Povprečje	235	-	92.7	4.1	142.7	102.5	6.6	-26.1	134.5	145.5	-15.9	-230.9	165.7	146.9
SD	21.2	-	36.0	8.6	101.1	115.5	6.9	11.7	151.4	124.2	2.2	30.7	130.4	97.6

jena na pedalu (21 N ter 29 N pri prvem oz. drugem merjencu). Glede na kot gonilke, je spremenljivost velika.

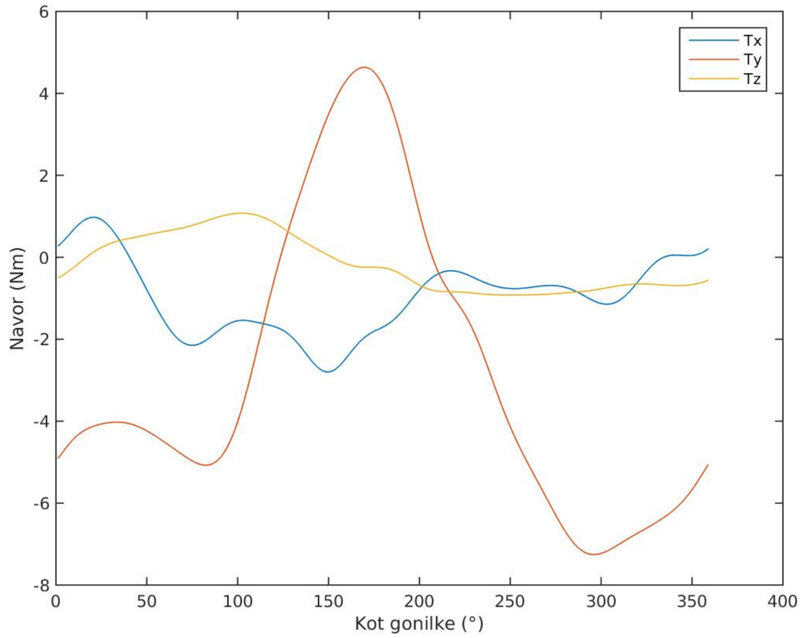
Na sliki 13 sta prikazana navora T_x in T_z. Do prvega pride zaradi notranjo/zunanje rotacije, drugi pa je posledica abdukcije/addukcije stopala na pedal.

Navori v kolenu so prikazani na sliki 14. Pozitiven T_x je posledica varus rotacije tibie na femur, negativen je posledica valgus rotacija tibie. Navor T_y je pozitiven v fleksiji noge in negativen v ekstenziji noge. Posledica zunanje rotacije tibie je pozitiven navor T_z, notranje je negativen.



Slika 13: Navor na pedalu (merjenec 2)

Iz tabele 6 lahko zaključimo, da je spremenljivost izmerjenih navrov na pedalu majhna, velika spremenljivost je v kotih gonilke. Podobno velja tudi za navore v kolenu (tabela 14). Spremenljivost navorov je večja, kot je na pedalu. Spremenljivost kota gonilke je približno ista, kot je na pedalu.



Slika 14: Navor v kolenu (merjenec 2)

Tabela 6: Največje in najmanjše vrednosti navorov na pedalu

Merjenec	Moč (W)	Ponovitev	+Mx (Nm)	-Mx (Nm)	+Mx (kot°)	-Mx (kot°)	+My (Nm)	-My (Nm)	+My (kot°)	-My (kot°)
1	250	1	0.09	-0.38	183	20	1.19	-1.22	66	12
		2	0.14	-0.43	145	341	1.28	-1.45	22	332
2	220	1	0.54	0.09	238	350	1.09	-0.67	263	12
		2	0.50	-0.03	189	289	1.58	-1.67	205	327
Povprečje	235	-	0.3	-0.2	188.7	250	1.3	-1.3	139	170.7
SD	21.2	-	0.2	0.3	38.2	155.7	0.2	0.4	113.7	183.3

Tabela 7: Največje in najmanjše vrednosti navorov v kolenu

Merjenec	Moč (W)	Ponovitev	+Mx (Nm)	-Mx (Nm)	+Mx (kot°)	-Mx (kot°)	+My (Nm)	-My (Nm)	+My (kot°)	-My (kot°)	+Mz (Nm)	-Mz (Nm)	+Mz (kot°)	-Mz (kot°)
1	250	1	2.59	-1.72	19	72	1.40	-6.69	7	56	1.32	-1.22	67	6
		2	3.42	-2.04	339	30	0.47	-8.16	329	13	1.44	-1.42	24	327
2	220	1	-0.01	-3.25	344	272	4.52	-6.97	321	44	1.34	-0.88	265	349
		2	2.49	-3.59	159	223	4.75	-8.15	235	297	1.69	-1.60	205	327
Povprečje	235	-	2.1	-2.7	215.2	149.2	2.8	-7.5	223	102.5	1.4	-1.3	140.3	252.2
SD	21.2	-	1.5	0.9	156.6	116.5	2.2	0.8	150.2	130.9	0.2	0.3	113.5	164.5

Sila F_z je negativna skozi cel obrat, kar pomeni, da noga v aktivni fazi dviguje nogo, ki je v pasivni fazi. Podobno velja za prvega merjenca. Predpostavka, ki sta jo imela Ruby in Hull, da je sila F_y v kolenu ista, kot je izmerjena na pedalu ne drži, saj je na slikah 11 in 12 očitno, da krivulji nista enaki [23].

Sile na pedalu in goleni (razen F_y) so primerljive po amplitudi s prejšnjo študijo [23]. Do manjših odstopanj pride v faznem zamiku. Izmerjen navor T_x ni primerljiv, razlikuje se v amplitudi in smeri, medtem ko je T_z primerljiv [23]. Izračunani navori v kolenu so primerljivi samo po fazi za T_x in T_y komponento.

Pri interpretaciji rezultatov moramo biti previdni, saj lahko različna moč poganjanja vpliva na rezultate [3]. Lahko sklepamo, da rezultate ne moremo posplošiti in da je potrebno obravnavati vsakega merjenca posebej, kot sta zaključila tudi Gregersen in Hull [16].

Ker smo uporabljali markeje v grozdih, je bila napaka v položaju odvisna od načina fiksacije na segemntu, pri čemer smo marker namestili na delu segmenta, ki ima najmanj gibanja kože (ponavadi na sredini segmenta). Do napake lahko pride tudi v položaju pivota, ko smo označevali anatomske položaje na segmentu. Kalibracija pivota je pomemben dejavnik, ki vpliva na napako. Kalibriran je bil z napako od 0,5 mm. Možen vzrok napake pri računanju sil in navorov je tudi šum, do katerega pride pri zajemanju podatkov. Zmanjšanje takšnega tipa napake dosežemo s filtri in povprečjem podatkov. Prednosti grozdovnih markerjev so v tem, da mora biti samo grozd treh markejev viden kameri, vsi ostali virtualni markerji so definirani glede na grozd ter posledično ni pomembno, na katerem delu togega telesa se nahajajo.

Razen kotnih hitrosti in pospeškov na navore v kolenu vplivajo tudi sili F_x in F_y preko ročice. Na navor T_x največ vpliva sila F_y preko ročice. Na T_y vpliva sila F_x. Sili F_x in F_y ne vplivata na navor T_z, saj ročica za ti dve sili ne obstaja okoli z osi.

Pomanjkljivost študije je majhno število merjencev, vendar dovolj da preverimo, če model deluje. Zaradi tega tudi iz rezultatov ne moremo narediti veliko zaključkov.

5 Zaključek

Izdelali smo 3D model obremenitve kolena med kolesarjenjem. Uporabljali smo 3D kinematiko in pedal s šestkomponentnim senzorjem sile/navora, da smo lahko upoštevali zakonitosti 3D modeliranja inverzne dinamike. Na segmentih medenice, stegna, goleni, stopala in pedala smo imeli nameščene tri linearno neodvisne virtualne markerje z izjemo pedala, kjer smo imeli fizične markerje. Izračunali smo distalne in proksimalne sile na vsakem segmentu oziroma v sklepih, ki jih povezujejo (gleženj, koleno in kolk) v x, y in z smer oziroma navore okoli teh osi. V nadaljnjem delu je smisleno preveriti -med in -znotraj obiskano ponovljivost nad večjim številu kolesarjev. Model ima potencialno praktično uporabnost za prilagajanje biomehanike kolesarjenja v smeri razbremenitev določenih delov kolena v smeri preprečitve preobremenitvenih poškodb.

6 Literatura

[1] T. Alkjaer, E. B. Simonsen, and P. Dyhre-Poulsen. Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait and Posture*, 13(2):73–77, 2001. *(Citirano na strani 4.)*

[2] J. Apkarian, S. Naumann, and B. Cairns. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, pages 143–155, 1989. *(Citirano na strani 3.)*

[3] W. Bertucci, F. Grappe, A. Girard, A. Betik, and J. D. Rouillon. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics*, 38(5):1003–1010, 2005. *(Citirano na straneh 3 in 36.)*

[4] W. Bertucci, F. Grappe, and A. Groslambert. Laboratory versus outdoor cycling conditions: Differences in pedaling biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(2):87–92, 2007. *(Citirano na strani 2.)*

[5] T. Boyd, M. L. Hull, and D. Wootten. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. *Journal of Biomechanics*, 29(8):1105–1110, 1996. *(Citirano na strani 3.)*

[6] M. J. Callaghan. Lower body problems and injury in cycling, 2005. *(Citirano na strani 1.)*

[7] B. Clarsen, T. Krosshaug, and R. Bahr. Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine*, 38(12):2494–2501, 2010. *(Citirano na strani 1.)*

[8] D. G. Crouch, L. Kehl, and J. R. Krist. OPTOTRAK: at last a system with resolution of 10 μm (Abstract Only). page 53, aug 1990. *(Citirano na strani 2.)*

[9] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5):575–587, 1991. *(Citirano na strani 3.)*

[10] R. R. Davis and M. L. Hull. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14(12):857–861, 1981. *(Citirano na strani 2.)*

[11] N. de Bernardo, C. Barrios, P. Vera, C. Laíz, and M. Hadala. Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 30(10):1047–1053, 2012. *(Citirano na strani 1.)*

[12] M. O. Ericson and R. Nisell. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy*, 67(9):1365–1369, 1987. *(Citirano na strani 3.)*

[13] M. O. Ericson and R. Nisell. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 9(2):118–122, 1988. *(Citirano na strani 3.)*

[14] B. Fonda and N. Sarabon. Biomechanics of Cycling (Literature review). *Sport Science Review*, 19(1):187–210, 2010. *(Citirano na straneh 2 in 3.)*

[15] P. Francis. Injury prevention for cyclists: a biomechanical approach. *Science of cycling*, pages 145–184, 1986. *(Citirano na strani 1.)*

[16] C. S. Gregersen and M. L. Hull. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics*, 36(6):803–813, 2003. *(Citirano na straneh 1, 3, 5 in 36.)*

[17] M. J. A. J. M. Hoes, R. A. Binkhorst, A. E. M. C. Smeekes-Kuyl, and A. C. A. Vissers. Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different loads. *Internationale Zeitschrift f??r Angewandte Physiologie Einschlie??lich Arbeitsphysiologie*, 26(1):33–42, 1968. *(Citirano na strani 2.)*

[18] M. L. Hull and R. R. Davis. Measurment of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. *Journal of Biomechanics*, 14(12):843–855, 1981. *(Citirano na strani 2.)*

[19] M. Jorge and M. L. Hull. A Method for Biomechaniccal Analysis of Bicycle Pedalling. *Journal of Biomechanics*, 18(9):631–644, 1985. *(Citirano na strani 3.)*

[20] A. Krogh and J. Lindhard. The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *The Journal of Physiology*, 47(1-2):112–136, 1913. *(Citirano na strani 2.)*

[21] J. Liu and T. E. Lockhart. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. *Gait and Posture*, 23(4):480–485, 2006. *(Citirano na strani 4.)*

[22] P. Ruby and M. L. Hull. Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *Journal of Biomechanics*, 26(11):1327–1340, 1993. *(Citirano na strani 3.)*

[23] P. Ruby, M. L. Hull, and D. Hawkins. Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25(1):41–53, 1992. *(Citirano na straneh 3, 5 in 36.)*

[24] P. Ruby, M. L. Hull, K. A. Kirby, and D. W. Jenkins. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25(10):1195–1207, 1992. *(Citirano na strani 3.)*

[25] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor. *DYNAMICS OF HUMAN GAIT*. 1999. *(Citirano na straneh 4, 10 in 11.)*

[26] D. A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, volume 2nd. 2009. *(Citirano na straneh 4, 7, 11, 12 in 21.)*

Priloge

A Matlab koda

```
% GRS -> Global reference system
% LRS -> Local reference system
%% Preberi meritve
    SubjectsFolder = '/home/peter/Desktop/Exported_study/Fonda
        ';
    SubjectsDir    = dir(SubjectsFolder);
    isub = [SubjectsDir(:).isdir];
    SubjectsList = {SubjectsDir(isub).name}';
    SubjectsList(ismember(SubjectsList,{'.','..'})) = [];
    result = mkdir(SubjectsFolder,'Rezultati4');
% Force files
    ForceFile = fullfile(SubjectsFolder,'*.tdms');
    ForceFiles = dir(ForceFile);
% Kinematics data
    KineFile = fullfile(SubjectsFolder,'*.csv');
    KineFiles = dir(KineFile);

%% Static calibration
% Antropometrijski podatki
    Antro = fullfile(SubjectsFolder,'Antrop.csv');
    DataAntro = csvread(Antro,1,0);
   m = DataAntro(1,1);          % body mass
    maleolH = DataAntro(1,2);   % malleolus height
    circumT = DataAntro(1,3);   % shank circumference
    circumF = DataAntro(1,4);   % thigh circumference
% Mass
    ms = m * 0.0465;     % shank mass
    mf = m * 0.0145;     % foot mass
    mt = m * 0.1;        % thigh mass
```

```
% Read kinematics data (calibration file)
    FSkin = 128;
    KinFileName = KineFiles(1).name;
    KinFile = fullfile(SubjectsFolder,KinFileName);
    DATAkin = csvread(KinFile,5,0);
    DATAkin (DATAkin == 0) = NaN;
    DATAkin(:,50:61) = 0;
    DATAkin (isnan(DATAkin)) = interp1(find(~isnan(DATAkin)),
        ...
                            DATAkin(~isnan(DATAkin)), find(
                                isnan(DATAkin)), 'pchip');
% avg kinematics data (one sec)
    DATAk = DATAkin(500:600,:);
    DATAk = mean(DATAk, 1);
    [pedal1, pedal2, trochanter, L_condyle, M_condyle, fibula,
        tuberosity, L_maleol, M_maleol, heel,...
     I_metat, V_metat, toe, sacrum, ASIS_L, ASIS_R, pedal3,
        pedal4]   = markers(DATAk);
% Pedal
    Xan(1,:) = pedal2(1,:) - pedal3(1,:);
    Zan(1,:) = pedal4(1,:) - pedal3(1,:);
    Yan(1,:) = cross(Zan(1,:), Xan(1,:));
    Xan(1,:) = cross(Yan(1,:), Zan(1,:));
    PG_A = [Xan(1,:)/norm(Xan(1,:)); Yan(1,:)/norm(Yan(1,:));
        Zan(1,:)/norm(Zan(1,:))];

    pedalF(1,:) = pedal4(1,:) + (40*PG_A(2,:));
    COP = pedal4 + (40*PG_A(2,:));
    COMp = pedal3 + (40*PG_A(2,:));
    COM = [pedal1(1,1) - COMp(1,1); pedal1(1,2) - COMp(1,2);
        pedal1(1,3) - COMp(1,3)];
    APV1(1,:) = mtimes(PG_A, COM);
    COM = [pedal4(1,1) - COMp(1,1); pedal2(1,2) - COMp(1,2);
        pedal2(1,3) - COMp(1,3)];
    APV2(1,:) = mtimes(PG_A, COM);
    COM = [pedal3(1,1) - COMp(1,1); pedal3(1,2) - COMp(1,2);
        pedal3(1,3) - COMp(1,3)];
    APV3(1,:) = mtimes(PG_A, COM);
```

```
    COM = [pedal4(1,1) - COMp(1,1); pedal4(1,2) - COMp(1,2);
        pedal4(1,3) - COMp(1,3)];
    APV4(1,:) = mtimes(PG_A, COM);

    Zm(1,:) = APV4(1,:) - APV3(1,:);
    Av(1,:) = APV2(1,:) - APV3(1,:);
    Ym(1,:) = cross(Zm(1,:), Av(1,:));
    Xm(1,:) = cross(Ym(1,:), Zm(1,:));
    PM_A = [Xm(1,:)/norm(Xm(1,:)); Ym(1,:)/norm(Ym(1,:)); Zm
        (1,:)/norm(Zm(1,:))];

% Foot
    footL = sqrt((toe(1,1) - heel(1,1))^2 + (toe(1,2) - heel
        (1,2))^2 + (toe(1,3) - heel(1,3))^2)* 10^(-3);
    footB = sqrt((I_metat(1,1) - V_metat(1,1))^2 + (I_metat
        (1,2) - V_metat(1,2))^2 ...
                + (I_metat(1,3) - V_metat(1,3))^2) * 10^(-3);
    pAnkle(1,:) = (L_maleol(1,:) + M_maleol(1,:)) / 2;
    COMf(1,:) = pAnkle(1,:) + (0.5 * (pedalF(1,:) - pAnkle
        (1,:)));

    Yan(1,:) = (I_metat(1,:) - V_metat(1,:));
    Zan(1,:) = (pAnkle(1,:) - pedalF(1,:));
    Xan(1,:) = cross(Yan(1,:), Zan(1,:));
    Yan(1,:) = cross(Zan(1,:), Xan(1,:));
    FG_A = [Xan(1,:)/norm(Xan(1,:)); Yan(1,:)/norm(Yan(1,:));
        Zan(1,:)/norm(Zan(1,:))];

    COM = [pedalF(1,1) - COMf(1,1); pedalF(1,2) - COMf(1,2);
        pedalF(1,3) - COMf(1,3)];
    APVF(1,:) = mtimes(FG_A, COM);
    COM = [pAnkle(1,1) - COMf(1,1); pAnkle(1,2) - COMf(1,2);
        pAnkle(1,3) - COMf(1,3)];
    AAVF(1,:) = mtimes(FG_A, COM);
    COM = [heel(1,1) - COMf(1,1); heel(1,2) - COMf(1,2); heel
        (1,3) - COMf(1,3)];
    AHVF(1,:) = mtimes(FG_A, COM);
    COM = [I_metat(1,1) - COMf(1,1); I_metat(1,2) - COMf(1,2);
```

```
        I_metat(1,3) - COMf(1,3)];
    AMV1(1,:) = mtimes(FG_A, COM);
    COM = [V_metat(1,1) - COMf(1,1); V_metat(1,2) - COMf(1,2);
        V_metat(1,3) - COMf(1,3)];
    AMV5(1,:) = mtimes(FG_A, COM);
    COM = [toe(1,1) - COMf(1,1); toe(1,2) - COMf(1,2); toe
        (1,3) - COMf(1,3)];
    ATVF(1,:) = mtimes(FG_A, COM);

    Xm(1,:) = AMV5(1,:) - AHVF(1,:);
    Av(1,:) = AMV1(1,:) - AHVF(1,:);
    Ym(1,:) = cross(Xm(1,:), Av(1,:));
    Zm(1,:) = cross(Ym(1,:), Xm(1,:));
    FM_A = [Xm(1,:)/norm(Xm(1,:)); Ym(1,:)/norm(Ym(1,:)); Zm
        (1,:)/norm(Zm(1,:))];

% Shank
    pKnee(1,:) = (L_condyle + M_condyle(1,:)) / 2;
    shankL = sqrt((pKnee(1,1) - pAnkle(1,1))^2 + (pKnee(1,2) -
        pAnkle(1,2))^2 ...
                            + (pKnee(1,3) - pAnkle(1,3))^2) *
                            10^-3;
    COMs(1,:) = pKnee(1,:) + (0.42 * (pAnkle(1,:) - pKnee(1,:)
        ));

    Yan(1,:) = M_maleol(1,:) - L_maleol(1,:);
    Zan(1,:) = pKnee(1,:) - pAnkle(1,:);
    Xan(1,:) = cross(Yan(1,:), Zan(1,:));
    Yan(1,:) = cross(Zan(1,:), Xan(1,:));
    SG_A = [Xan(1,:)/norm(Xan(1,:)); Yan(1,:)/norm(Yan(1,:));
        Zan(1,:)/norm(Zan(1,:))];

    COM = [pAnkle(1,1) - COMs(1,1); pAnkle(1,2) - COMs(1,2);
        pAnkle(1,3) - COMs(1,3)];
    AAVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);
    COM = [pKnee(1,1) - COMs(1,1); pKnee(1,2) - COMs(1,2);
        pKnee(1,3) - COMs(1,3)];
    AKVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);
```

```
    COM = [L_maleol(1,1) - COMs(1,1); L_maleol(1,2) - COMs(1,2); L_maleol(1,3) - COMs(1,3)];
    AMVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);
    COM = [M_maleol(1,1) - COMs(1,1); M_maleol(1,2) - COMs(1,2); M_maleol(1,3) - COMs(1,3)];
    AmVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);
    COM = [fibula(1,1) - COMs(1,1); fibula(1,2) - COMs(1,2); fibula(1,3) - COMs(1,3)];
    AFVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);
    COM = [tuberosity(1,1) - COMs(1,1); tuberosity(1,2) - COMs(1,2); tuberosity(1,3) - COMs(1,3)];
    ATVS(1,:) = mtimes(SG_A, COM);

    Xm(1,:) = AFVS(1,:) - AMVS(1,:);
    Av(1,:) = AmVS(1,:) - AMVS(1,:);
    Zm(1,:) = cross(Av(1,:), Xm(1,:));
    Ym(1,:) = cross(Xm(1,:), Zm(1,:));
    SM_A = [Xm(1,:)/norm(Xm(1,:)); Ym(1,:)/norm(Ym(1,:)); Zm(1,:)/norm(Zm(1,:))];

%Thigh
    % Breadth between ASIS L and R
    ASIS = sqrt((ASIS_L(1,1) - ASIS_R(1,1))^2 + (ASIS_L(1,2) - ASIS_R(1,2))^2 + ...
                          (ASIS_L(1,3) - ASIS_R(1,3))^2);
    % uvw reference system for pelvis
    vPel = (ASIS_L(1,:) - ASIS_R(1,:)) / norm(ASIS_L(1,:) - ASIS_R(1,:));
    wPel = cross(ASIS_R(1,:) - sacrum(1,:), ASIS_L(1,:) - sacrum(1,:)) ...
              / norm(cross(ASIS_R(1,:) - sacrum(1,:), ASIS_L(1,:) - sacrum(1,:)));
    uPel = cross(vPel(1,:), wPel(1,:));
    % joint center
    pHip = sacrum(1,:) + ((0.598) * ASIS(1,:) * uPel(1,:)) ...
              - (0.344 * ASIS(1,:) * vPel(1,:)) ...
              - (0.290 * ASIS(1,:) * wPel(1,:));
    % center of mass of thigh
```

```
pKnee(1,:) = (L_condyle(1,:) + M_condyle(1,:)) / 2;
thighL = sqrt((pHip(1,1) - pKnee(1,1))^2 + (pHip(1,2) -
    pKnee(1,2))^2 ...
                        + (pHip(1,3) - pKnee(1,3))^2) * 10^-3;
COMt = pHip(1,:) + 0.39 * (pKnee(1,:) - pHip(1,:));

Yan(1,:) = (M_condyle(1,:) - L_condyle(1,:));
Zan(1,:) = (pHip(1,:) - pKnee(1,:));
Xan(1,:) = cross(Yan(1,:), Zan(1,:));
Yan(1,:) = cross(Zan(1,:), Xan(1,:));
% Thigh global to anatomical LG_A
TG_A = [Xan(1,:)/norm(Xan(1,:)); Yan(1,:)/norm(Yan(1,:));
    Zan(1,:)/norm(Zan(1,:))];
% Anatomical knee vector
COM = [pKnee(1,1) - COMt(1,1); pKnee(1,2) - COMt(1,2);
    pKnee(1,3) - COMt(1,3)];
AKVT(1,:) = mtimes(TG_A, COM);
% Anatomical hip vector
COM = [pHip(1,1) - COMt(1,1); pHip(1,2) - COMt(1,2); pHip
    (1,3) - COMt(1,3)];
AHVT(1,:) = mtimes(TG_A, COM);
% Anatomical M_condyle vector
COM = [M_condyle(1,1) - COMt(1,1); M_condyle(1,2) - COMt
    (1,2); M_condyle(1,3) - COMt(1,3)];
AcVT(1,:) = mtimes(TG_A, COM);
 % Anatomical L_condyle vector
COM = [L_condyle(1,1) - COMt(1,1); L_condyle(1,2) - COMt
    (1,2); L_condyle(1,3) - COMt(1,3)];
ACVT(1,:) = mtimes(TG_A, COM);
% Anatomical Trochanter
COM = [trochanter(1,1) - COMt(1,1); trochanter(1,2) - COMt
    (1,2); trochanter(1,3) - COMt(1,3)];
ATVT(1,:) = mtimes(TG_A, COM);
% [TM-A]
Zm(1,:) = ATVT(1,:) - ACVT(1,:);
Av(1,:) = AcVT(1,:) - ACVT(1,:);
Ym(1,:) = cross(Av(1,:), Zm(1,:));
Xm(1,:) = cross(Zm(1,:), Ym(1,:));
```

```
    TM_A = [Xm(1,:)/norm(Xm(1,:)); Ym(1,:)/norm(Ym(1,:)); Zm(1,:)/norm(Zm(1,:))];

% Moment of inertia in x y z of foot(If), shank(Is) and thigh(It)
    If(1,1) = (0.00023 * m * ((4 * maleolH^2) + (3*footL^2))) + 0.00022;     % x axis
    If(1,2) = (0.00021 * m * ((4 * footB^2) + (3*footL^2))) + 0.00067;       % y axis
    If(1,3) = (0.00141 * m * (maleolH^2 + footB^2)) - 0.00008;               % z axis
    Is(1,1) = (0.00347 * m * ((shankL^2 )) + (0.076 * circumT^2)) + 0.00511; % x axis
    Is(1,2) = (0.00387 * m * ((shankL^2)) + (0.076 * circumT^2)) + 0.00138;  % y axis
    Is(1,3) = (0.00041 * m * circumT^2) + 0.00012;                           % z axis
    It(1,1) = (0.00762 * m * ((thighL^2)) + (0.076 * 0.48^2)) + 0.01153;     % z axis
    It(1,2) = (0.00762 * m * ((thighL^2))+ (0.076 * 0.48^2)) + 0.01186;      % x axis
    It(1,3) = (0.00151 * m * 0.48^2) + 0.00305;                              % y axis

% distal and proximal distance from segment center of mass
    footp = norm(AAVF)*10^(-3);
    footd = norm(APVF)*10^(-3);
    shankd = norm(AAVS)*10^(-3);
    shankp = norm(AKVS)*10^(-3);
    thighd = norm(AKVT)*10^-3;
    thighp = norm(AHVT)*10^-3;

for i = 1:length(ForceFiles)
% Define Condition
    ConditionFileName = strcat(SubjectsFolder,'/order.txt');
    delimiter = '';
    formatSpec = '%s%[^\n\r]';
```

```
    fileID = fopen(ConditionFileName,'r');
    conditionsDataArray = textscan(fileID, formatSpec, '
      Delimiter', delimiter,  'ReturnOnError', false);
    conditions = conditionsDataArray{1,1};
    condition = conditions{i};

%% Force and kinematics data for one trial
% Read force data
    ForceFileName = ForceFiles(i).name;        % name of the
      current fil
    ForceFile = fullfile(SubjectsFolder, ForceFileName);  %
      directory and name of the current file
    [finalOutput, metaStruct] = TDMS_readTDMSFile(ForceFile);
    ForceData = finalOutput.data;
    FSforce1 = finalOutput.propValues{1,3};
    FSforce = 1/FSforce1{1,3};

    FxR = ForceData{1,3}';
    FyR = ForceData{1,4}';
    FzR = ForceData{1,5}';
    TxR = ForceData{1,6}';
    TzR = ForceData{1,7}';
    KinematicsTrigger = ForceData{1,8}';
% Filter force data
    Fcutoff = 8;
    Forder = 4;

    FxR = filterData (FxR, Fcutoff, FSforce, Forder);
    FyR = filterData (FyR, Fcutoff, FSforce, Forder);
    FzR = filterData (FzR, Fcutoff, FSforce, Forder);
    TxR = filterData (TxR, Fcutoff, FSforce, Forder);
    TzR = filterData (TzR, Fcutoff, FSforce, Forder);

% Read kinematics data
    FSkin = 128;
    KinFileName = KineFiles(i+1).name;
    KinFile = fullfile(SubjectsFolder,KinFileName);
    DATAkin = csvread(KinFile,5,0);
```

```
    DATAkin (DATAkin == 0) = NaN;
    DATAkin(:,50:61) = 0;
    DATAkin (isnan(DATAkin)) = interp1(find(~isnan(DATAkin)),
        ...
                                  DATAkin(~isnan(DATAkin)), find(
                                      isnan(DATAkin)), 'pchip');

%% Synchronise data
% Find start of the recording in the force files
    if mean(KinematicsTrigger) > 0
        KinStart = find(KinematicsTrigger > 4.8, 1);
        KinStart = find(KinematicsTrigger > 0.04, 1);

    elseif mean(KinematicsTrigger) < 0
                KinStart = find(KinematicsTrigger < -4.8, 1);
    end

    KinEnd = 60000+KinStart;
% Re-sample kinematics to the frequency of Force
    [P1,Q1] = rat(FSforce/FSkin);
    DATAkin = resample(DATAkin,P1,Q1);
    KtimeCheck = length(DATAkin)/1000;
% Filter kinematics data
    Kcutoff = 12;
    Korder = 4;
    DATAkin = filterData (DATAkin, Kcutoff, FSforce, Korder);
% Cut Forces to align the start with the kinematics data
    FxR = FxR(KinStart:KinEnd-1);
    FyR = FyR(KinStart:KinEnd-1);
    FzR = FzR(KinStart:KinEnd-1);
    TxR = TxR(KinStart:KinEnd-1);
    TzR = TzR(KinStart:KinEnd-1);

%% Start calculations
% Get markers
    [pedal1, pedal2, trochanter, L_condyle, M_condyle, fibula,
        tuberosity, L_maleol, M_maleol, heel,...
     I_metat, V_metat, toe, sacrum, ASIS_L, ASIS_R, pedal3,
```

```
            pedal4]     = markers(DATAkin);
% Pedal angle
    [pedalangle]=angpedal(pedal1, pedal2);
    [pedal, crank] = pedalmarker(pedal1, pedal2);

     for j = 1:length(pedal)
        CrankAngle(j,1) = atand((pedal(j,1)-crank(1,1))/(pedal(j,3)-crank(1,3)));
        if (pedal(j,3)-crank(1,3)) < 0
            CrankAngle(j,1) = 180+CrankAngle(j,1);
        end
        if (pedal(j,1)-crank(1,1)) < 0 && (pedal(j,3)-crank(1,3)) > 0
            CrankAngle(j,1) = 360+CrankAngle(j,1);
        end
    end

%% Kinematics of pedal
for j = 1:length(pedal1)
    Zm(j,:) = pedal4(j,:) - pedal3(j,:);
    Av(j,:) = pedal2(j,:) - pedal3(j,:);
    Ym(j,:) = cross(Zm(j,:), Av(j,:));
    Xm(j,:) = cross(Ym(j,:), Zm(j,:));

    G_M = [Xm(j,:)/norm(Xm(j,:)); Ym(j,:)/norm(Ym(j,:)); Zm(j,:)/norm(Zm(j,:))];
    G_A = mtimes(PM_A, G_M);

    FPp(j,1:3) = transpose(mtimes(transpose(G_A), [FxR(j,1); -FyR(j,1); -FzR(j,1)]));
    MPp(j,1:3) = transpose(mtimes(transpose(G_A), [TxR(j,1); 0; TzR(j,1)]));
    Fpp(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(FPp(j,1:3))));
    Mpp(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(MPp(j,1:3))));

end
```

```matlab
%% Kinematics of foot
for j = 1:length(toe)
    Xm(j,:) = V_metat(j,:) - heel(j,:);
    Av(j,:) = I_metat(j,:) - heel(j,:);
    Ym(j,:) = cross(Xm(j,:), Av(j,:));
    Zm(j,:) = cross(Ym(j,:), Xm(j,:));

    G_M = [Xm(j,:)/norm(Xm(j,:)); Ym(j,:)/norm(Ym(j,:)); Zm(j,:)/norm(Zm(j,:))];
    G_A = mtimes(FM_A, G_M);
    c = mtimes(transpose(G_A), transpose(-AHVF(1,:)));

    % Coordinate of COM of foot
    Rc = heel(j,:) + transpose(c);
    [theta1, theta2, theta3] = mat2ang(G_A);
    Koti(j,1:6) = [Rc deg2rad(theta1) deg2rad(theta2) deg2rad(theta3)];
end

for j = 2:length(V_metat)-1
    % angular velocity in GRS
    va(j,1:3) = (Koti(j+1,4:6) - Koti(j-1,4:6)) /(2/1000);
    mat = angularV(Koti(j,5:6));
    % Angular velocity of foot in LRS
    omega(j,1:3) = transpose(mtimes(mat, transpose(va(j,1:3))));
end

for j = 3:length(V_metat)-2
    % Foot COM acceleration in GRS
    a(j,1:3) = (Koti(j+1,1:3)*10^(-3) - (2*Koti(j,1:3))*10^(-3) + (Koti(j-1,1:3)*10^(-3))) / (1/1000)^2;
    % Angular acceleration of foot in LRS
    alfa(j,1:3) = (omega(j+1,1:3) - omega(j-1,1:3)) / (2/1000);
    G_A = ga(Koti(j, 4:6));
    % Proximal force of foot in GRS
    FPf(j,1) = (mf * a(j,1)) + FPp(j,1); %x
```

```
    FPf(j,2) = (mf * a(j,2)) + FPp(j,2); %y
    FPf(j,3) = (mf * a(j,3)) + FPp(j,3) + (mf * 9.814); %z
    % Distal force of foot in LRS
    Fdf(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-FPp(j,:))));
    % Proximal force of foot in LRS
    Fpf(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(FPf(j,:))));
    % Distal moment of foot in LRS
    Mdf(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-MPp(j,:))));
    % Proximal moment of foot in LRS
    Mpf(j,1) = (If(1,1)*alfa(j,1)) + ((If(1,2)-If(1,3)) * omega(j,3) * omega(j,2)) - (Fdf(j,2)*footd)...
                - (Fpf(j,2) * footp) + Mdf(j,1);
    Mpf(j,2) = (If(1,2)*alfa(1,2)) + ((If(1,3) - If(1,1)) * omega(j,1) * omega(j,3)) + (Fdf(j,1) * footd)...
                + (Fpf(j,1) * footp) + Mdf(j,2);
    Mpf(j,3) = (If(1,3) * alfa(j,3)) + ((If(1,1) - If(1,2)) * omega(j,1) * omega(j,2)) + Mdf(j,3);

    % Proximal moment of foot in GRS
    MPf(j,:) = transpose(mtimes(transpose(G_A), transpose(Mpf(j,:))));
end

%% Kinematics of shank
for j = 1:length(fibula)
    Xm(j,:) = fibula(j,:) - L_maleol(j,:);
    Av(j,:) = M_maleol(j,:) - L_maleol(j,:);
    Zm(j,:) = cross(Av(j,:), Xm(j,:));
    Ym(j,:) = cross(Xm(j,:), Zm(j,:));

    G_M = [Xm(j,:)/norm(Xm(j,:)); Ym(j,:)/norm(Ym(j,:)); Zm(j,:)/norm(Zm(j,:))];
    G_A = mtimes(SM_A, G_M);
    c = mtimes(transpose(G_A), transpose(-AMVS(1,:)));

    % Coordinate of COM of shank
    Rc = L_maleol(j,:) + transpose(c);
    [theta1, theta2, theta3] = mat2ang(G_A);
```

```
    Koti(j,7:12) = [Rc deg2rad(theta1) deg2rad(theta2) deg2rad(theta3)];
end

for j = 2:length(L_maleol)-1
    % Angular velocity
    va(j,4:6) = (Koti(j+1,10:12) - Koti(j-1,10:12)) /(2/1000);
    mat = angularV(Koti(j,11:12));
    % Angular velocity of shank in LRS
    omega(j,4:6) = transpose(mtimes(mat, transpose(va(j,4:6))));
end

for j = 3:length(L_maleol)-2
    G_A = ga(Koti(j, 10:12));
% Shank COM acceleration in GRS
    a(j,4:6) = (Koti(j+1,7:9)*10^(-3) - (2*Koti(j,7:9)*10^(-3)) + (Koti(j-1,7:9)*10^(-3))) / (1/1000)^2;
% Angular acceleration of shank in LRS
    alfa(j,4:6) = (omega(j+1,4:6) - omega(j-1,4:6)) / (2/1000);
% Proximal force of shank in GRS
    FPs(j,1) = (mf * a(j,4)) + FPf(j,1); %x
    FPs(j,2) = (mf * a(j,5)) + FPf(j,2); %y
    FPs(j,3) = (mf * a(j,6)) + FPf(j,3) + (mf * 9.814); %z
% Distal force of shank in LRS
    Fds(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-FPf(j,1:3))));
% Proximal forces of shank in LRS
    Fps(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(FPs(j,1:3))));
% Distal moment of shank in LRS
    Mds(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-MPf(j,1:3))));
% Proximal moment of shank in LRS
    Mps(j,1) = (Is(1,1)*alfa(j,4)) + ((Is(1,2)-Is(1,3)) * omega(j,6) * omega(j,5)) - (Fds(j,2)*shankd)...
                - (Fps(j,2) * shankp) + Mds(j,1);
```

```
    Mps(j,2) = (Is(1,2)*alfa(j,5)) + ((Is(1,3) - Is(1,1)) * omega(j,4) * omega(j,6)) + (Fds(j,1) * shankd)...
                + (Fps(j,1) * shankp) + Mds(j,2);
    Mps(j,3) = (Is(1,3) * alfa(j,6)) + ((Is(1,1) - Is(1,2)) * omega(j,4) * omega(j,5)) + Mds(j,3);
% Proximal moments of shank in GRS
    MPs(j,:) = transpose(mtimes(transpose(G_A), transpose(Mps(j,:))));
end

%% Kinematics and kinetics of thigh
for j = 1:length(L_condyle)
    % [G_M]
    Zm(j,:) = trochanter(j,:) - L_condyle(j,:);
    Av(j,:) = M_condyle(j,:) - L_condyle(j,:);
    Ym(j,:) = cross(Av(j,:), Zm(j,:));
    Xm(j,:) = cross(Zm(j,:), Ym(j,:));

    G_M = [Xm(j,:)/norm(Xm(j,:)); Ym(j,:)/norm(Ym(j,:)); Zm(j,:)/norm(Zm(j,:))];
    G_A = mtimes(TM_A, G_M);
    c = mtimes(transpose(G_A), transpose(-ACVT(1,:)));
    Rc = L_condyle(j,:) + transpose(c);
    [theta1, theta2, theta3] = mat2ang(G_A);
    Koti(j,13:18) = [Rc deg2rad(theta1) deg2rad(theta2) deg2rad(theta3)];%theta(j,7:9)];
end


for j = 2:length(L_condyle)-1
    % angular velocity
    va(j,7:9) = (Koti(j+1,16:18) - Koti(j-1,16:18)) /(2/1000);
    mat = angularV(Koti(j,17:18));
    omega(j,7:9) = (mtimes(mat, transpose(va(j,7:9))));
end

for j = 3:length(L_condyle)-2

```

```
    G_A = ga(Koti(j, 16:18));
    % segment COM acceleration in x y z in GRS
    a(j,7:9) = (Koti(j+1,13:15)*10^(-3) - (2*Koti(j,13:15)*10^(-3)) + Koti(j-1,13:15)*10^(-3)) / (1/1000)^2;
    % angular acceleration
    alfa(j,7:9) = (omega(j+1,7:9) - omega(j-1,7:9)) / (2/1000);
    % RPs -> proximal reaction force of foot in GRS x y z
    FPt(j,1) = (mt * a(j,7)) + FPs(j,1); %x
    FPt(j,2) = (mt * a(j,8)) + FPs(j,2); %y
    FPt(j,3) = (mt * a(j,9)) + FPs(j,3) + (mt * 9.814); %z
    % Rds distal reaction force of shank in local coordinate system
    Fdt(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-FPs(j,:))));
    % proximal reaction force of shank in local system
    Fpt(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(FPt(j,:))));
    % distal moment of shank in local system
    Mdt(j,1:3) = transpose(mtimes(G_A, transpose(-MPs(j,:))));
    % proximal moment of foot(pedal) in local system
    Mpt(j,1) = (It(1,1)*alfa(j,7)) + ((It(1,2)-It(1,3)) * omega(j,9) * omega(j,8)) - (Fdt(j,2)*thighd)...
                - (Fpt(j,2) * thighp) + Mdt(j,1);
    Mpt(j,2) = (It(1,2)*alfa(j,8)) + ((It(1,3) - It(1,1)) * omega(j,7) * omega(j,9)) + (Fdt(j,1) * thighd)...
                + (Fpt(j,1) * thighp) + Mdt(j,2);
    Mpt(j,3) = (It(1,3) * alfa(j,9)) + ((It(1,1) - It(1,2)) * omega(j,7) * omega(j,8)) + Mdt(j,3);
end

 %% Important data
    [locs1] = cyclesCA(CrankAngle);
    [cyclesFxK, mFxK, sdFxK, maxFxK, maxdFxK, minFxK, mindFxK] = cycles(Fps(:,1), CrankAngle, locs1);
    [cyclesFyK, mFyK, sdFyK, maxFyK, maxdFyK, minFyK, mindFyK] = cycles(Fps(:,2), CrankAngle, locs1);
    [cyclesFzK, mFzK, sdFzK, maxFzK, maxdFzK, minFzK, mindFzK] = cycles(Fps(:,3), CrankAngle, locs1);
    [cyclesTxK, mTxK, sdTxK, maxTxK, maxdTxK, minTxK, mindTxK]
```

```
    = cycles(Mps(:,1), CrankAngle, locs1);
    [cyclesTyK, mTyK, sdTyK, maxTyK, maxdTyK, minTyK, mindTyK]
    = cycles(Mps(:,2), CrankAngle, locs1);
    [cyclesTzK, mTzK, sdTzK, maxTzK, maxdTzK, minTzK, mindTzK]
    = cycles(Mps(:,3), CrankAngle, locs1);
    [cyclesFxP, mFxP, sdFxA, maxFxP, maxdFxP, minFxP, mindFxP]
    = cycles(Fpp(:,1), CrankAngle, locs1);
    [cyclesFyP, mFyP, sdFyA, maxFyP, maxdFyP, minFyP, mindFyP]
    = cycles(Fpp(:,2), CrankAngle, locs1);
    [cyclesFzP, mFzP, sdFzA, maxFzP, maxdFzP, minFzP, mindFzP]
    = cycles(Fpp(:,3), CrankAngle, locs1);
    [cyclesTxP, mTxP, sdTxA, maxTxP, maxdTxP, minTxP, mindTxP]
    = cycles(Mpp(:,1), CrankAngle, locs1);
    [cyclesTzP, mTzP, sdTzA, maxTzP, maxdTzP, minTzP, mindTzP]
    = cycles(Mpp(:,3), CrankAngle, locs1);

end
```