UNIVERZA V LJUBLJANI FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Sebastjan Šlajpah

NOSLJIVI SENZORNI SISTEM ZA MERJENJE IN OCENJEVANJE VSTAJANJA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Roman Kamnik

Ljubljana, 2015

Univerza v Ljubljani Fakulteta za elektrotehniko



IZJAVA

Spodaj podpisani/-a, <u>SEBASTJAN ŠLAJPAH</u>, z vpisno številko <u>64060425</u> s svojim podpisom izjavljam, da sem avtor/-ica zaključnega dela z naslovom:

NOSLJIVI SENZORNI SISTEM ZA MERJENJE IN OCENJEVANJE VSTAJANJA

S svojim podpisom potrjujem:

- da je predloženo zaključno delo rezultat mojega samostojnega raziskovalnega dela in da so vsa dela in mnenja drugih avtorjev skladno s fakultetnimi navodili citirana in navedena v seznamu virov, ki je sestavni del predloženega zaključnega dela,
- da je elektronska oblika zaključnega dela identična predloženi tiskani obliki istega dela,
- da na Univerzo v Ljubljani neodplačno, neizključno, prostorsko in časovno neomejeno prenašam pravici shranitve avtorskega dela v elektronski obliki in reproduciranja ter pravico omogočanja javnega dostopa do avtorskega dela na svetovnem spletu preko Repozitorija Univerze v Ljubljani (RUL).

V Ljubljani, 17. 2. 2015

Podpis avtorja/-ice:

Zahvala

Za vse nasvete, pomoč ter usmerjanje na mojo raziskovalni poti kakor tudi med nastajanjem te doktorske disertacije se iskreno zahvaljujem mentorju prof. dr. Romanu Kamniku. Posebna zahvala velja tudi akad. zasl. prof. dr. Tadeju Bajdu za vse ideje, nasvete ter sodelovanje pri raziskavah in nastajanju pričujočega dela.

Zahvala gre tudi vsem kolegom iz Laboratorija za robotiko, Fakultete za elektrotehniko v Ljubljani, za pomoč pri konstruktivnem reševanje nastalih problemov. Za pomoč pri izvedbi meritev se zahvaljujem tudi dr. Josipu Musiću.

Zahvaljujem se tudi svojim staršem za podporo na moji inženirski poti.

Ženi Klari se zahvaljujem za podporo, potrpežljivost in nasmehe, ki so mi osvetlili še tako oblačen dan.

Kazalo

Se	znan	n uporabljenih kratic	xi
Se	znan	n uporabljenih simbolov	xiii
Po	ovzet	ek	1
A	ostra	ct	5
1	Uvo	od	9
	1.1	Nosljivi senzorni sistem	9
	1.2	Ocenjevanje orientacije	12
	1.3	Uporaba nosljivih senzornih sistemov	16
	1.4	Cilji	18
2	Nos	ljivi senzorni sistem	21
	2.1	Inercialna merilna enota	21
	2.2	Merilni vložki	24
	2.3	Senzorna integracija	27
		2.3.1 Kinematični model togega telesa	29
		2.3.2 Razširjeni Kalmanov filter	34
		2.3.3 Razširjeni Kalmanov filter z vključenim kinematičnim modelom	37
	2.4	Implementacija algoritma senzornega združevanja za merjenje človeškega gibanja	41

		2.4.1	Določitev kinematičnih parametrov	42
	2.5	Komp	enzacija magnetnih motenj	44
		2.5.1	Algoritem senzorne integracije s kompenzacijo magnetnih motenj	j 47
	2.6	Analiz	za dinamike gibanja	50
3	Vali	idacija	delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije	55
	3.1	Ocenj	evanje orientacije enega segmenta	56
	3.2	Ocenj	evanje orientacij pri dolgotrajnem gibanju človeka	60
		3.2.1	Metodologija	60
		3.2.2	Rezultati	64
		3.2.3	Razprava	70
	3.3	Valida	cija algoritma kompenzacije magnetnih motenj	73
	3.4	Razpr	ava	78
4	Oce	enjevar	nje parametrov vstajanja za klinično prakso	81
	4.1	Ocenj	evanje asimetrije vstajanja pri osebah po amputaciji	83
		4.1.1	Metodologija	83
		4.1.2	Rezultati in razprava	88
	4.2	Prime	rjava vzorca vstajanja pred in po totalni artroplastiki kolka $\ .\ .$	94
		4.2.1	Metodologija	96
		4.2.2	Rezultati in razprava	99
5	Skle	epne u	gotovitve	113
Iz	virni	prispe	evki doktorske disertacije	119
\mathbf{Li}	terat	ura		121
D	odate	ek A:]	International Journal of Rehabilitation Research, 2013	139
D	odate	ek B: (Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2014	151

Slike

2.1	Osnovi sestavni deli inercialne merilne enote	22
2.2	Inercial ni merilni sistem: inercialna merilna enota in sprejemna enot a $% \left({{{\bf{n}}_{{\rm{s}}}}} \right)$.	23
2.3	Shema zajemanja in delovanje merilnih vložkov	25
2.4	Naprava za kalibracijo celic merilnih vložkov	26
2.5	$F_C(U_C)$ karakteristika prve celice merilnega vložka EU številke $37/38$.	26
2.6	Lezenje kota, dobljenega z integracijo kotne hitrosti $\ .\ .\ .\ .\ .$	28
2.7	Shema osnovnega principa senzorne integracije za ocenjevanje orientacije na osnovi inercialnih in magnetnih merjenj	29
2.8	Vpeti segment z nameščeno IME ter označeno kinematično povezavo med točko vpetja ter nameščeno IME	30
2.9	Model človeka predstavljen s serijsko kinematično verigo $\ .\ .\ .\ .$	30
2.10	Segment j znotraj splošne kinematične verige, opremljen z IME $\ .\ .\ .$	31
2.11	Shema rekurzivnega izračuna razširjenega Kalmanovega filtra	37
2.12	Postavitev koordinatnih sistemov segmentov ter smeri izračuna rekur- zivnega algoritma za določitev orientacije segmentov	41
2.13	Kot med dvema sosednjima segmentoma je opisan z razliko orientacij segmentov	43
2.14	Koti v sklepih pri človeku so opisani z razliko orientacij dveh sosednjih segmentov	44
2.15	IME v različnih časovnih korakih v magnetnem polju brez motenj $\ .$.	45
2.16	IME v različnih situacijah v magnetnem polju brez in z magnetnimi motnjami	46

2.17	Grafična predstavitev sil in navorov, ki delujejo na j -ti segment v večsegmentnem sistemu	51
2.18	Rekurzivni postopek izračuna obremenitev v sklepih pri človeku $\ .\ .\ .$	53
3.1	Enojno nihalo s tremi prostostnimi stopnjami gibanja, zgrajeno iz alu- minjastega profila ter opremljeno z IME in referenčnimi infrardečimi svetilnimi diodami	56
3.2	Primerjava kotov, izračunanih s predstavljenim algoritmom ter z referenčnimi meritvami	58
3.3	Absolutna napaka ocenjenega kota glede na referenčni kot za vsako po- samezno os	59
3.4	Postavitev infrardečih svetilnih diod referenčnega merilnega sistema ter merilnih ploščic z IME nosljivega senzornega sistema ter fotografija me- rilne ploščice	62
3.5	Fotografija osebe, ki hodi na tekočem traku ter po poligonu s stopnicami	62
3.6	Validacija delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije pri dolgotrajnih meritvah	63
3.7	Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje s hitrostjo 4 km/h	65
3.8	Absolutne napake med ocenjenimi in referenčimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje s hitrostjo 4 km/h	66
3.9	Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje s hitrostjo 6 km/h	67
3.10	Absolutne napake med ocenjenimi in referenčimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje s hitrostjo 6 km/h	68
3.11	Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje po poligonu	69

3.12	Absolutne napake med ocenjenimi in referenčnimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje po poligonu	71
3.13	Različne postavitve tuljave pri validaciji algoritma za kompenzacijo ma- gnetnih motenj	73
3.14	Koti nihala okoli ${}^{G}\mathbf{x}$, ${}^{G}\mathbf{y}$ in ${}^{G}\mathbf{z}$ osi določeni z referenčnim merilnim siste- mom, z EKF brez kompenzacije magnetnih motenj in z EKF z vključeno kompenzacijo magnetnih motenj v štirih situacijah: brez magnetnih mo- tenj in z magnetnimi motnjami v smeri ${}^{G}\mathbf{x}$, ${}^{G}\mathbf{y}$ ter ${}^{G}\mathbf{z}$ osi	75
3.15	Absolutne napake ocenjenih kotov z EKF brez kompenzacije in z EKF z vključeno kompenzacijo magnetnih motenj pri štirih testnih pogojih: brez magnetnih motenj ter z magnetnimi motnjami v smeri ${}^{G}\mathbf{x}, {}^{G}\mathbf{y}$ in	
	$\mathbf{C}\mathbf{Z}$ OSI	76
4.1	Začetni položaj obravnavane osebe z označenimi merilnimi infrardečimi svetilnimi diodami, izračunanimi središči sklepov ter težišči segmentov s pripadajočimi koordinatnimi sistemi ter fotografija osebe pred začetkom vstajanja	86
4.2	Obravnava vstajanja oseb z laboratorijsko opremo	87
4.3	Kinematični parametri v stajanja osebe po amputaciji in zdrave osebe $% \mathcal{L}^{(n)}$.	89
4.4	Asimetrija kotov v gležnju, kolenu in kolku ter maksimalni naklon trupa pri različnih kombinacijah hitrosti vstajanja ter višine sedeža	90
4.5	Tipični poteki normirane reakcijske sile tal $F_{R,Y}$ in izračunanih navorov v gležnju M_{GL} , kolenu M_{KL} ter kolku M_{KK} za osebo po amputaciji $A1$ (leva stran) ter zdrave osebe $Z1$ (desna stran)	91
4.6	Asimetrija vertikalne komponente reakcijske sile ter navorov v gležnju, kolenu in kolku pri različnih kombinacijah hitrosti vstajanja ter višine sedeža	92
4.7	Začetni položaj merjenega subjekta z označeno postavitvijo infrardečih diod referenčnega merilnega sistema in merilnih ploščic z IME nosljivega senzornega sistema ter fotografija osebe z nameščenimi merilnimi sistemi pred začetkom vstajanja	97

4.8	Obravnava vstajanja oseb z nosljivim senzornim sistemom $\ \ldots \ \ldots \ \ldots$	98
4.9	Fazne ravnine kot–navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet, določene z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano totalno artroplastiko levega kolka	100
4.10	Poteka rotacije in naklona trupa, določena z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano to- talno artroplastiko levega kolka	101
4.11	Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano to- talno artroplastiko levega kolka	101
4.12	Fazne ravnine kot-navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet, določene z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vsta- janja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka	103
4.13	Poteka rotacije in naklona trupa, določena z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka	104
4.14	Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka	104
4.15	Fazne ravnine kot-navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet, določene z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vsta- janja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka	105
4.16	Poteka rotacije in naklona trupa, določena z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka	106
4.17	Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ter nosljivim merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka	106
4.18	Absolutne napake $\Delta \theta$ ocenjenih kotov z EKF pri merjenju v stajanja	107
4.19	Absolutne napake ocenjenih dinamičnih parametrov pri merjenju vsta- janja z nosljivim senzornim sistemom	108

4.20	Asimetrija kotov v gležnju, kolenu in kolku ter maksimalni naklon trupa	
	ocenjeni za posamezno serijo meritev	110
4.21	Asimetrija reakcijskih sil ter navorov v gležnju, kolenu in kolku ocenjena	
	z uporabo nosljivega senzornega sistema za posamezno serijo meritev $% \left({{{\bf{x}}_{i}}} \right)$.	111

Tabele

3.1	Srednja vrednost absolutne napake $\Delta \tilde{\theta}$, RMS napaka $\Delta \theta_{\text{RMS}}$ in Pear- sonov korelacijski koeficient <i>PCC</i> kotov, ocenjenih z metodo senzorne	
	integracije	59
3.2	Osnovni demografski podatki oseb, ki so sodelovale pri analizi dolgotraj- nega gibanja	61
3.3	Pearsonovi korelacijski koeficienti med ocenjenimi in referenčnimi koti v sklepih spodnjih ekstremitet med hojo na tekočem traku	70
3.4	Pearsonovi korelacijski koeficienti med ocenjenimi in referenčnimi koti v sklepih spodnjih ekstremitet med hojo po poligonu	70
3.5	Srednja vrednost absolutne napake $\Delta \tilde{\theta}$, RMS napaka $\Delta \theta_{\text{RMS}}$ in Pearsonov korelacijski koeficient <i>PCC</i> kota, ocenjenega z metodo senzorne integracije brez in s kompenzacijo magnetnih motenj pri štirih testnih	
	pogojih	77
4.1	Vzrok amputacije in tip uporabljene proteze sodelujočih oseb \ldots .	84
4.2	Osnovni demografski podatki oseb, ki so sodelovale pri raziskavi $\ . \ . \ .$	85
4.3	Rezultati statistične analize vpliva višine sedeža in hitrosti vstajanja na asimetrijo kinematičnih in dinamičnih parametrov	93

Seznam uporabljenih kratic

KRATICA	OPIS
COP	prijemališče reakcijske sile (angl. Center of Pressure)
EKF	razširjeni Kalmanov filter (angl. Extended Kalman fil-
	ter)
GPS	globalni sistem pozicioniranja (angl. Global Positioning
	System)
IME	inercialna in magnetna merilna enota
KF	Kalmanov filter
KS	koordinatni sistem
MEMS	mikro-elektro-mehanski sistem
PTS	angl. Patellar-Tendon-Supracondylar
RMS	celotna napaka (angl. Root-Mean-Square error)
SACH	stopalo z zatrjenim gležnjem (angl. Solid Ankle, Cu-
	shion Heel)
ТО	teža osebe
TRG	združen segment trup–roke–glava
UDP	komunikacijski protokol (angl. User Datagram Proto-
	col)
VO	višina osebe

Seznam uporabljenih simbolov

SIMBOL	ENOTA	OPIS
t	S	čas
k		diskretni časovni korak
Δt	S	časovna razlika med dvema časovnima kora-
		koma
θ	0	kot
$\theta_x, \theta_y, \theta_z$	0	Eulerjevi koti
θ_R	0	referenčni kot
$\Delta \theta$	0	absolutna napaka kota
$\Delta \tilde{\theta}$	0	srednja vrednost absolutne napake ocene kota
$\Delta \theta_{\rm RMS}$	0	RMS vrednost absolutne napake ocene kota
ω	rad/s	kotna hitrost
α	rad/s^2	kotni pospešek
\mathbf{a}_I	$\rm m/s^2$	izmerjen translacijski pospešek IME
\mathbf{a}_D	$\rm m/s^2$	dinamični pospešek
\mathbf{a}_V	$\rm m/s^2$	translacijski pospešek vpetja
${}^{S}\mathbf{a}_{C,j}$	$\rm m/s^2$	pospešek težišča segmenta \boldsymbol{j}
g	$\rm m/s^2$	gravitacijski pospešek
\mathbf{B}_Z	μΤ	zemeljsko magnetno polje
\mathbf{B}_{I}	μΤ	izmerjeno magnetno polje z IME
$ \mathbf{B}_{I} $	μΤ	amplituda izmerjenega magnetnega polja
${}^{G}\mathbf{B}_{D,k}$	μΤ	magnetna motnja
$^{S}\mathbf{x}, ^{S}\mathbf{y}, ^{S}\mathbf{z}$		osi koordinatnega sistema segmentaa
$^{I}\mathbf{x}, \ ^{I}\mathbf{y}, \ ^{I}\mathbf{z}$		osi koordinatnega sistem IME
$^{G}\mathbf{x},~^{G}\mathbf{y},~^{G}\mathbf{z}$		osi globalnega koordinatnega sistem

SIMBOL	ENOTA	OPIS
$^{G}\mathbf{R}(0)$		rotacijska matrika, ki opisuje začetno orienta-
		cijo segmenta
$^{R}\mathbf{R}$		referenčna orientacija
${}^{G}\mathbf{q}$		kvaternion, izražen v globalnem koordinatnem
		sistemu
q_0, q_1, q_2, q_3		komponente kvaterniona
$^{S}\mathbf{q}_{I}$		kvaternion, ki opisuje orientacijo IME, izražen
		v koordinatnem sistemu segmenta
$^{j}\mathbf{q}_{j+1}$		orientacija $j+1$ segmenta, izražena v KS $j\text{-tega}$
		segmenta
ģ		časovni odvod kvaterniona
ÿ		drugi časovni odvod kvaterniona
$ ilde{\mathbf{q}}_k$		ocena trenutne orientacije
$\Delta \mathbf{q}_k$		sprememba orientacije
\mathbf{p}_D	m	pozicija referenčne infrardeče diode
r	m	vektor položaja IME
${}^{S}\mathbf{r}_{C1,j}$	m	vektor, ki kaže od središča skupnega sklepa seg-
		mentov $j-1$ in j do težišča segmenta j
${}^{S}\mathbf{r}_{C2,j}$	m	vektor, ki kaže od težišča segmenta j do središča
		skupnega sklepa segmentov j in $j + 1$
${}^{S}\mathbf{r}_{CE,j}$	m	vektor, ki kaže od prijemališča zunanje sile do
		težišča segmenta j
${}^{S}\mathbf{r}_{IC,j}$	m	vektor, ki kaže od točke namestitve IME do
		težišča segmenta j
\mathbf{x}_k		vektor stanj
\mathbf{z}_k		vektor meritev
\mathbf{u}_k		vhodni vektor
\mathbf{w}_k		vektor šuma stanj
\mathbf{v}_k		vektor merilnega šuma
$ar{\mathbf{x}}_k$		približek vektorja stanj
$\overline{\mathbf{z}}_k$		približek vektorja meritev
$\mathbf{\hat{x}}_k$		<i>a posteriori</i> ocena vektorja stanj

SIMBOL	ENOTA	OPIS
$F_{C,m}$	Ν	sila posamezne m -te celice merilnega vložka
$U_{C,m}$	V	napetost posamezne m -te celice merilnega
		vložka
k_0, k_1, k_2, k_3		koeficienti $F_C(U_C)$ polinoma
\mathbf{F}_{MV}	Ν	skupna reakcijska sila izmerjena z merilnim
		vložkom
\mathbf{M}_{MV}	Nm	vsota navorov posameznih celic merilnega
		vložka
\mathbf{F}_R	Ν	reakcijska sila pod stopali
$F_{R,Y}$	Ν	vertikalna komponenta reakcijske sile pod sto-
		pali
$\mathbf{r}_{C,m}$	m	položaj $m\text{-te}$ celice merilnega vložka
P COP	m	položaj skupnega prijemališča reakcijskih sil
$\theta_{GL}, \theta_{KL}, \theta_{KK}$	0	kot v gležnju, kolenu in kolku
θ_T	0	naklonski kot trupa
$\mathbf{F}_{GL},\mathbf{F}_{KL},\mathbf{F}_{KK}$	Ν	sila v gležnju, kolenu in kolku
$\mathbf{M}_{GL},\mathbf{M}_{KL},\mathbf{M}_{KK}$	Nm	navor v gležnju, kolenu in kolku
${}^{S}\mathbf{F}_{E}$	Ν	zunanja sila, ki deluje na segment
${}^{S}\mathbf{I}_{j}$		vztrajnostni tenzor segmenta \boldsymbol{j}
PCC		Pearsonov korelacijski koeficient
$PCC_{GL}, PCC_{KL},$		Pearsonov korelacijski koeficient veličine, ki se
PCC_{KK}		nanaša na gleženj, koleno in kolk
ΔA_{RMS}		asimetrija veličine A

Povzetek

AZVOJ in miniaturizacija senzornih tehnologij sta v zadnjih letih prinesla nabor novih aplikacij. Velik razmah uporabe so doživeli nosljivi senzorji, ki zaradi svoje majhne izdelave ter varčnega delovanja omogočajo spremljanje oseb v daljšem časovnem obdobju. Informacije, pridobljene z nosljivimi senzorji, so uporabne na področjih, ki se tičejo človeka samega ter njegovih navad: medicina, biomehanika, šport, sociologija, psihologija, tehnika. Med bolj uporabne nosljive senzorje spada kombinacija žiroskopa, pospeškometra ter magnetometra (t.i. inercialna merilna enota). Ker vsak senzor na merilni enoti meri svojo fizikalno veličino, z raznimi metodami senzornega združevanja iz več signalov pridobimo znanje o novi, lahko tudi neposredno nemerljivi veličini ali preprosto izboljšamo osnovno meritev senzorja. Ena izmed metod za ocenjevenje orientacije na podlagi merjenja inercialnih in magnetnih veličin je Kalmanov filter. Osnovni princip ocenjevanja orientacije med gibanjem temelji na integraciji kotne hitrosti. Ocenjena orientacija je nato v mirovanju popravljena glede na informacijo o izmerjenem gravitacijskem pospešku in magnetnem polju. V tem primeru je pospeškometer uporabljen kot inklinometer, pri čemer gravitacijska komponenta izmerjenega pospeška določa naklon, magnetometer pa je uporabljen kot kompas. Osnovni princip delovanja je problematičen v dveh primerih: i) med gibanjem, kadar pospeškometer meri vsoto dinamičnega in gravitacijskega pospeška, kar pri hitrih, dinamičnih gibih močno vpliva na napako, ter ii) v bližini feromagnetnih materialov, saj je referenčno magnetno polje Zemlje občutljivo na magnetne motnje.

Za ocenjevanje orientacije posameznih segmentov telesa na podlagi inercialnih in magnetnih merjenj smo razvil metodo senzornega združevanja, ki temelji na razširjenem Kalmanovem filtru. Problem zaradi principa delovanja pospeškometra smo omilili z vpeljavo modela pospeškometra, ki vsebuje kinematične relacije med segmenti. Pri tem je izmerjen pospešek modeliran kot vsota znanega translacijskega pospeška vpetja, gravitacijskega pospeška ter pospeška zaradi kroženja. Slednji vsebuje v svojem zapisu kinematično relacijo, ki opisuje postavitev merilne enote glede na točko vpetja. Podobno lahko opišemo tudi pospešek točke konca segmenta, ki obenem predstavlja tudi pospešek vpetja naslednjega segmenta. Z vpeljavo rekurzivne zasnove izračuna orientacij se problem poznavanja pospeška vpetja posameznega segmenta poenostavi na poznavanje pospeška vpetja samo prvega segmenta v kinematični verigi.

Zemeljsko magnetno polje predstavlja referenčni vektor za določevanje orientacije okoli vertikalne osi. Slaba lastnost magnetnega polje je to, da je močno spremenljivo v bližini feromagnetnih materialov, kar izdatno poslabša oceno orientacije. Da bi se izognili vplivu popačenega magnetnega polja, smo predlagali metodo aktivne kompenzacije magnetnih motenj. Metoda temelji na ocenjevanju trenutne magnetne motnje na podlagi trenutnega in prejšnjega izmerjenega magnetnega polja ter spremembi orientacije med dvema zaporednima odčitkoma. Izmerjeno magnetno polje je tako predstavljeno kot vsota zemeljskega magnetnega polja ter ocenjene magnetne motnje.

Za spremljanje človeškega gibanja smo sestavili 7-segmentni model človeka, pri čemer je bil vsak segment opremljen s svojo inercialno merilno enoto. Na podlagi kinematične verige smo definirali rekurzivni izračun orientacij segmentov. Pri tem se za stopalo, ki je v kontaktu s tlemi, predvideva, da je prvi segment v kinematični verigi, obenem pa je njegov translacijski pospešek enak nič. Prvi segment je določen glede na obremenitve pod stopali, izmerjene z merilnimi vložki. Izmerjena interakcija pod stopali služi tudi kot vhod v rekurzivni Newton-Eulerjev izračun obremenitev v sklepih.

Delovanje algoritma za ocenjevanje orientacije enega segmenta smo eksperimentalno ovrednotili. V ta namen smo uporabili enojno fizikalno nihalo, opremljeno z inercialno merilno enoto ter referenčnim merilnim sistemom. Analiza gibanja nihala je pokazala, da je srednja vrednost absolutne napake ocenjenih kotov manjša od 5°.

Vstajanje je samo po sebi kratkotrajno gibanje. Kolikor pa nas zanima gibanje, pri katerem je vstajanje samo eden izmed manevrov, je potrebno zagotoviti dolgoročno zanesljivost algoritma. Le-to smo testirali z eksperimentalno evalvacijo, ki je vključevala 15 minutno hojo na tekočem traku pri dveh različnih hitrostih hoje: 4 km/h ter 6 km/h. Slednja je predstavljala hitro, dinamično gibanje. Dodatno smo delovanje algoritma testirali še pri hoji na poligonu, ki je vključevala več vsakodnevnih manevrov: hojo po ravnih tleh, hojo po stopnicah ter obračanje. Primerjava ocenjenih ter referenčnih parametrov je pokazala, da je srednja vrednost absolutne napake okoli 5° ne glede na dinamiko gibanja, trajanje gibanja ali tip obravnavanega manevra. Analiza je tudi izpostavila, da napaka ocenjenih parametrov ni podvržena lezenju v času trajanja meritev.

Algoritem za kompenzacijo magnetnih motenj smo testirani na primeru enega segmenta. Meritve smo izvedli na enojnem fizikalnem nihalu, pri čemer smo za generiranje magnetnih motenj uporabili solenoidno tuljavo. Rezultati so pokazali velika odstopanja pri ocenjevanju orientacije brez vključene kompenzacije magnetnih motenj (napaka do 200°), medtem ko je bilo delovanje algoritma z aktivno magnetno kompenzacijo ustrezno bolj natančno ne glede na jakost in smer magnetne motnje.

Vstajanje je eden izmed najpogosteje izvedenih manevrov, obenem pa predstavlja začetni gib večine ostalih načinov gibanja. Vzorec vstajanja zdravih oseb je simetričen med levo in desno stranjo, medtem ko je pri osebah z motnjami gibanja asimetričen. Analiza vstajanja oseb po transtibialni amputaciji je pokazala močno izraženo asimetrijo tako kinematičnih kot tudi dinamičnih parametrov. Pri vstajanju je bila zdrava stran pričakovano bolj obremenjena. Testiranje vpliva višine sedeža ter hitrosti vstajanja na asimetrijo ni pokazalo nobene statistično značilne povezave med začetnimi pogoji vstajanja in asimetrijo. Navedeno nakazuje, da na asimetrijo pri vstajanju vpliva predvsem način vstajanja, naučen po amputaciji.

Nosljiv senzorni sistem smo uporabil za analizo vstajanja pacienta z diagnosticirano artrozo levega kolka s predvideno kirurško obravnavo. Pred operativnim posegom je bil vzorec vstajanja izrazito asimetričen, tako iz vidika kotov kot tudi navorov v sklepih. Oseba je z neenakomernim vzorcem vstajanja poskušala minimizirati bolečino v okvarjenem sklepu. Analiza vstajanja tri mesece ter pol leta po operativnem posegu je pokazala statistično značilno zmanjšanje asimetrije med levo in desno stranjo. S tem eksperimentom smo potrdili primernost merilnega sistema za spremljanje uspešnosti operativnega posega kot tudi poteka rehabilitacije.

Nosljivi senzorni sistem, sestavljen iz inercialnih in magnetnih merilnih enot, merilnih vložkov ter ustreznih algoritmov senzorne integracije, predstavlja alternativno rešitev za merjenje kinematičnih in dinamičnih parametrov gibanja človeka z majhno napako (srednja vrednost napake kota $< 5^{\circ}$). Napaka je neodvisna od okolja merjenja, dinamike in tipa gibanja ter trajanja meritev. Z vključitvijo aktivne kompenzacije magnetnih motenj je sistem primeren za uporabo tudi v okolju z nehomogenim magnetnim poljem.

V tem delu smo predstavili rešitvi dveh glavnih problemov ocenjevanja orientacije z

inercialnimi in magnetnimi senzorji: i) večanje napake izhodne orientacije pri dolgotrajnih meritvah gibanja in ii) vpliv magnetnih motenj na oceno orientacije. S tem smo omogočili uporabo inercialnih in magnetnih senzorjev v vlogi natančnega merilnega inštrumenta, ki je primeren za spremljanje in analizo gibanja človeka v klinični praksi, kot sistem za sprotno podajanje povratne informacije ter kot senzorni del regulacijske zanke nosljivih robotskih pripomočkov.

Ključne besede: nosljivi senzorni sistem, inercialna merilna enota, merilni vložki, razširjeni Kalmanov filter, kinematični model, magnetne motnje, vstajanje, kinematični parametri, dinamični parametri, asimetrija, dolgotrajno gibanje

Abstract

THE development of microelectromechanical system components in the last decade enabled the production of small, inexpensive, and low-power sensors. These sensors present a low-cost, wearable, and easier-to-use alternative to expensive laboratory measurement systems which can be used in many different fields such as medicine, biomechanics, sport, sociology, physiology and engineering. Typical representative of wearable sensors are inertial and magnetic measurement units (IMUs). The raw signals are processed using sensory fusion to assess the orientation of the sensor and the corresponding segment of human extremity, on which the sensor is mounted. One of most popular methods of sensory fusion is the extended Kalman filter (EKF). The basic principle of Kalman filtering in orientation estimation is based on obtaining an orientation estimate by integrating angular velocity. The estimate is further fused with orientation estimated from the measured gravitational acceleration (inclination) and magnetic field (heading). Two major issues emerge by implementing this principle : i) the accelerometer on the IMU measures the resulting difference between gravitational and dynamical acceleration, and ii) the weak Earth's magnetic field can easily become disturbed in the vicinity of ferromagnetic materials and electromagnetic devices.

For estimating the orientation of individual segments of the human body based on inertial and magnetic measurements, we developed an EKF-based sensory fusion method. We implemented the model of the measured acceleration as a combination of known translational acceleration of the mounting point, gravitational acceleration, and acceleration caused by rotation. The latter includes the kinematic description of the placement of the sensors on the segment. Similarly we can define the acceleration of the end point of the segment, which is at the same time the acceleration of the mounting point of the following segment. By implementing the recursive calculation of the orientation, only the acceleration of the mounting point of the first segment in the kinematic chain must be known.

The Earth's magnetic field is used as a reference vector for angle estimation around

the vertical axis. To prevent the effect of a disturbed magnetic field on the orientation estimation, we proposed active compensation of magnetic disturbances. The method is based on estimating the magnetic disturbance by considering current measured magnetic field, measured magnetic field at previous time interval, and the change of orientation in current time interval. The measured magnetic field can be thus modeled as a combination of the Earth's magnetic field and the assessed magnetic disturbance.

We modeled the human body with a 7 segments model. Each segment was equipped with an individual IMU. The recursive algorithm for the calculation of segment orientations was implemented based on a serial kinematic chain. The foot, which was in contact with the floor, was assumed to be the first segment of the chain with zero acceleration. Real-time determination of the initial segment was based on the reactive force data from the measurement insoles. The force assessed with the insoles was also used as an input into the recursive Newton-Euler calculation of joint torques.

The performance of the algorithm for orientation estimation of single segment was experimentally evaluated. A single pendulum was equipped with the wearable and a reference sensory system. The movement analysis showed that the median absolute error of the assessed angles was below 5° .

Sit-to-stand (STS) transfer is a short-term maneuver. In cases where we are interested in monitoring more complex movement (STS being just one of the many maneuvers) long-term reliability of the algorithm must be ensured. The proposed system was experimentally validated in a long-term walking on a treadmill and on a circular polygon with stairs, simulating different activities in everyday life (level-ground walking, stair negotiating, turning). Comparison of assessed and reference kinematic parameters yielded a median absolute error of the assessed angles of 5°, with no expressed drift over time, regardless of the movement dynamics, duration, or type of the performed maneuver.

The experimental validation of the performance of the magnetic compensation algorithm was accomplished. The experimental setup comprised of a single pendulum, mimicking one segment, and solenoidal coil which was used to introduce magnetic disturbances into the system. The results showed a large deviation of the angles, assessed without magnetic compensation (error up to 200°). The orientations, assessed by algorithm with active compensation of the magnetic disturbances, were more precise with only a moderate error, regardless of the strength and direction of the imposed magnetic disturbance.

Sit-to-stand transfer is one of the most common movements of daily life. It is assumed to be symmetrical with respect to body sagittal plane for healthy individuals, while persons with movement disabilities stand up in an asymmetrical way. Sit-tostand analysis of subjects following transtibial amputation showed evident asymmetry in kinematic and dynamic parameters with the sound limb being exposed to higher stress. The influence of different seat heights and velocities on asymmetry was tested. The asymmetry was not affected neither in kinematic nor dynamic parameters. This indicates that asymmetry in standing up pattern of subjects following transtibial amputation is the result of the standing up pattern developed after the amputation.

We used the wearable sensory system to perform an analysis of STS of the patient with left-hip arthrosis. The patient was scheduled for a total hip replacement. Before the surgical procedure, the subject's STS pattern was prominently asymmetrical in terms of joint angles and torques. Analysis of standing up three months and half a year after the surgery showed improved STS transfer with substantial asymmetry reduction between the affected and the sound side. This experiment confirmed the potential of wearable sensors being used in clinical practice for monitoring the effect of a surgical procedure and for assessing the success of the rehabilitation.

The wearable sensory system is composed of inertial and magnetic measurement units, measurement insoles, and appropriate sensory fusion algorithms. It represents an alternative solution for measuring kinematic and dynamic parameters of human movement with moderate error (median error $< 5^{\circ}$). The error of the assessed quantities is not affected by the measuring environment, dynamics, duration, or type of the monitored movement. The system with implemented magnetic compensation can also be used in the environment with disturbed magnetic field.

We present the solutions for two major issues of orientation estimation with an IMU: i) drift of the assessed orientation during long-term measurement and ii) effect of magnetic disturbances on the orientation assessment. By implementing the solutions we enabled the use of the wearable sensory system as a precise measurement instrument for measurement and analysis of human motion in clinical practice. In addition the sensory system can be used for providing feedback to the user or as a part of control systems of wearable robots.

Key words: wearable sensory system, inertial measurement unit, measurement insoles, extended Kalman filter, kinematic model, magnetic disturbance, sit-to-stand, kinematic parameters, dynamic parameters, asymmetry, long-term movement

1 Uvod

V zadnjih letih se je z razvojem novih senzornih tehnologij povečal nabor aplikacij s področja spremljanja, nadzora in analize gibanja človeka in mehanskih sistemov. Razvoj mikro-elektro-mehanskih sistemov (MEMS) [1] je prispeval k miniaturizaciji in pocenitvi senzorjev z nizko energijsko porabo. Le-ti so sestavni deli nosljivih senzorjev, ki se jih namesti na posamezne telesne dele merjenih oseb [2–4] ali pa se jih integrira v nosljive robotske pripomočke, kot so na primer proteze [5–11], ortoze [12–14] in eksoskeleti [15–20]. Tako uporabljeni nosljivi senzorni sistemi se uporabljajo za spremljanje kinematičnih (npr. kotne hitrosti segmentov, koti v sklepih, naklonski kot trupa, trajektorije gibanja sklepov ali težišča) in dinamičnih parametrov (npr. reakcijske sile pod stopali, sile in navori v sklepih). Zajete informacije je možno uporabiti v algoritmih za predstavljanje povratne informacije uporabniku [21–23] ali kot del regulacijske zanke robotskega krmilnika [24–29].

1.1 Nosljivi senzorni sistem

Nosljivi senzorni sistem je naprava, ki se jo namesti na osebo z namenom spremljanja aktivnosti v določenem, običajno daljšem, časovnem obdobju [2,30]. Naprava uporabnika ne sme omejevati pri izvajanju aktivnosti kot tudi ne krajevno pogojevati območja izvajanja. Nosljivi senzorni sistemi lahko spremljajo fiziološke [31–33] in biokemijske parametre [34–36] kot tudi gibanje [4,37–41]. Spremljanje fizioloških parametrov je v pomoč pri odkrivanju bolezni kot tudi načrtovanju terapije za bolnike z nevrološkimi, srčno-žilnimi ali pljučnimi boleznimi. Biokemijski parametri, kot je na primer količina elektrolitov v znoju po športni aktivnosti, nakazujejo na primernost vadbe in stopnjo obremenitve ter s tem povezanim nadaljnjim načrtovanjem aktivnosti.

Biomehanika gibanja človeka je tema več različnih raziskav. Večinoma se raziskave nanašajo na raziskovanje mehanizmov gibanja [42–45], dotikajo pa se tudi področij

rehabilitacije [46–48], vodenja aktivnih robotskih pripomočkov [10, 11, 13] ali vadbe s pomočjo navideznega trenerja [49–51]. Najpogosteje uporabljene metode za kinematično analizo gibanja so videoanaliza [52–54], optični merilni sistemi s pasivnimi oziroma aktivnimi markerji (Northern Digital, Waterloo, Ontario, Kanada; Vicon, Oxford, Velika Britanija) [45,55–57] ter goniometrija [58]. Analiza dinamičnih parametrov pa je največkrat izvedena z uporabo pritiskovnih plošč [45,56,57,59] ali merilnih podlog [60, 61]. Predstavljeni merilni sistemi so natančni, vendar zahtevajo namensko laboratorijsko merilno okolje ter visoko usposobljeno osebje, so dragi, kompleksni z omejenim merilnim prostorom, velikokrat pa tudi ovirajo osebe pri gibanju.

Z razvojem MEMS tehnologije se je uveljavila uporaba nosljivih senzornih sistemov [30], kot so inercialne merilne enote in instrumentalizirani merilni vložki za uporabo v čevljih. Ti sistemi so v primerjavi z laboratorijsko opremo manjši, lažji, porabijo manj energije, so prenosni ter enostavnejši za uporabo. Imajo neomejen merilni prostor, primerni so za uporabo izven laboratorijskega okolja, tako v kliničnem okolju kot tudi v vsakodnevnem življenju. Nosljivi merilni sistemi so uporabni tudi kot senzorni sistemi za vođenje aktivnih robotskih pripomočkov. V primerjavi s fiksnimi laboratorijskimi sistemi je njihova slabost nižja natančnost meritev zaradi konstrukcije in principa delovanja.

Med bolj popularne nosljive senzorne sisteme štejemo inercialne merilne enote (IME). Le-te so sestavljene iz pospeškometra [62] z dodanim žiroskopom [41, 63], v nekaterih primerih pa je na isti merilni enoti integriran še magnetometer [20, 40, 64]. IME se uporablja za neposredno spremljanje kinematičnih parametrov, kot so hitrosti in pospeški ter posredno orientacije.

Za zajem dinamičnih parametrov rabimo poleg znanih kinematičnih veličin tudi interakcijske sile osebe z okolico. Interakcije s tlemi je možno meriti s senzorji sil med stopali in tlemi. Ti senzorji so lahko vgrajeni v tla, na tla ali v čevelj. Pritiskovne plošče, nameščene v tla, delujejo na principu merjenja deformacije z merilnimi lističi (Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, Massachusetts, ZDA; Bertec, Columbus, Ohio, ZDA) ali pa na spremembi naboja na stranicah piezoelektričnega kristala ob obremenitvi (Kistler, Winterthur, Švica). Imajo visoko natančnost merjenja interakcijskih sil, zato so pogosto uporabljene pri izvajanju biomehanskih analiz [45,56,57,59]. Slabosti pritiskovnih plošč so teža ter prenosljivost, saj morajo biti za zagotavljanje natančnih meritev vgrajene v tla. Zaradi velikosti merilnega prostora imajo omejene možnosti merjenja gibanja, pri katerem se oseba premika po prostoru (hoja, tek). Na tržišču so na voljo različne merilne podloge, ki spremljajo porazdelitev obremenitve na površini. Pogosto se obremenitev meri preko spremembe upornosti (Tekscan, South Boston, Massachusetts, ZDA; Algeos, Liverpool, Velika Britanija) ali kapacitivnosti (PPS, Los Angeles, Kalifornija, ZDA; XSENSOR Technology Corporation, Calgary, Alberta, Kanada). Merilne podloge ne merijo direktno vektorja sile. Čeprav sta tlak in sila neposredno povezana, merilne podloge ne morejo določiti horizontalnih komponent merjene sile.

Nosljivi senzorji za spremljanje interakcije med uporabnikom in okolico obsegajo različne merilne vložke, ki se jih vstavi v čevlje. Delujejo na principu merjenja tlaka [65], uklona svetlobe [66], piezoupornosti [67] ali kapacitivnosti [68]. Merilni vložki so pogosto sestavljeni iz več senzorjev. Z združitvijo obremenitev posameznih senzorjev se določi reakcijske sile, z znano postavitvijo celic pa se lahko izračuna tudi prijemališče izmerjenih sil. Zaradi tehnologije izdelave izmerjena sila v večini primerov po amplitudi ni enaka pravi sili, saj senzorji ne pokrivajo celotne površine pod stopalom. Merilni vložki se med gibanje konstantno prepogibajo, kar privede do pogostih okvar merilnega dela. Kljub vsem pomankljivostim predstavljajo merilni vložki senzorje, ki so nosljivi ter uporabni za merjenje interakcijskih sil neodvisno od okolice ter načina gibanja.

Nosljivi senzorni sistemi se močno uveljavljajo na vsakem koraku. V zdravstvu se uporabljajo na področju spremljanja stanja bolnika, prognoze in rehabilitacije [69–72]. Z nosljivimi senzorji se spremlja različne fiziološke parametre: srčni utrip, krvni tlak, temperaturo kože oziroma telesa, porabo kisika, dihanje. Zdravnik na podlagi teh podatkov določi, kakšno je zdravstveno stanje bolnika, diagnosticira bolezni ter predpiše ustrezno zdravljenje. Trenutno se razvija kar nekaj sistemov: LiveNet platforma [73], ki zajema pospeške, elektrokardiogram, elektromiogram in prevodnost kože; AMON [74], zapestnica, ki meri krvni tlak, temperaturo kože, vsebnost kisika v krvi ter elektrokardiogram; SmartVest [75], sistem, ki spremlja delovanje srca, krvni tlak, temperaturo kože in galvanski odziv kože. Na voljo pa so tudi različni komercialno dostopni sistemi: merilniki kisika v krvi – Agilent [76], Redding Medical [77], merilniki srčnega utripa Polar [78], zapestni trak, ki spremlja temperaturo kože in okolice, prevodnost kože in gibanje SenseWear Armband [79], telovnik LifeShirt, ki ima vgrajene senzorje za spremljanje dihanja, srčne aktivnosti in gibanja [80]. Nosljive senzorne sisteme pa srečamo tudi v vsakdanjem življenju. Uporabljamo jih pri športnih aktivnostih (števci korakov, spremljanje poti), v računalniških igrah z navidezno in obogateno resničnostjo se jih uporablja namesto igralnih konzol (Wii Balance Board), najdemo jih pa tudi v

raznih mobilnih igračah na daljinsko upravljanje, kot so avtomobili, helikopterji, letala in kvadrokopterji.

1.2 Ocenjevanje orientacije

Za spremljanje kinematičnih parametrov gibanja človeka je potrebna informacija o orientaciji posameznih segmentov telesa. Inercialne merilne enote spadajo med najpogosteje uporabljene nosljive senzorje za ocenjevanje orientacije. Signali iz posameznih senzorjev (žiroskop, pospeškometer, magnetometer) vsebujejo del informacije o orientaciji same merilne enote. Tako z integracijo kotne hitrosti lahko izračunamo kot zasuka. Izmerjeni pospešek, ki je sestavljen iz dinamičnega in gravitacijskega pospeška, glede na gravitacijski vektor določa naklonski kot. Signal magnetometra določa kot v horizontalni ravnini, podobno kot to opisuje kompas. Potrebno se je zavedati, da izmerjeni senzorni signal predstavlja pravo vrednost merjenega signala z dodanim šumom, ki je odvisen od karakteristike samega senzorja. Da se iz zajetih signalov žiroskopa, pospeškometra in magnetometra določi zanesljivo orientacijo, se je potrebno poslužiti metod senzornega združevanja.

Prvi pristopi merjenja kotov v sklepih z nosljivimi senzorji so zajemali uporabo enoosnih žiroskopov ter enostavno integracijo kotne hitrosti [81–84]. Zaradi integracije šumnega signala žiroskopa je ta metoda dovzetna za lezenje, še posebno pri dolgotrajnih meritvah. Kot rešitev za preprečitev lezenja pri hoji, so avtorji v [81] predlagali ustavitev in ponovni začetek integracije pri znanih referenčnih pogojih v vsakem ciklu hoje, ko je noga popolnoma iztegnjena ter v kontaktu s tlemi. V [82, 83] so avtorji poleg žiroskopa uporabili še pospeškometer, ki je določal osrednjo fazo opore v vsakem koraku obenem pa tudi oceno naklona segmenta. Ocena naklona je bila potem uporabljena kot začetni pogoj novega cikla integracije kotne hitrosti. Mayagoitia in ostali [84] so v statičnih pogojih uporabili pospeškometer za oceno referenčnega kota potrebnega za izračun orientacije segmenta. Težava pristopa je, da je resetiranje in ponovna inicializacija integracije težko izvedljiva med hitrim in neprekinjenim gibanjem.

Da bi se izognili lezenju zaradi integracije, so avtorji v [63,85] za ocenjevanje kotov v sklepih uporabili samo pospeškometre. Metoda temelji na primerjavi pospeškov točk rotacij, izračunanih iz senzorjev nameščenih na sosednjih segmentih. Willemsen in ostali [85] so ocenjevali kote v sklepih z uporabo parov enoosnih pospeškometrov v dveh dimenzijah. Rezultati raziskave so pokazali, da napaka v kotih narašča z naraščajočo hitrostjo gibanja. Dejnabadi in ostali [63] so predlagali uporabo kombinacije pospeškometra in žiroskopa na enem segmentu. Gibanje posameznega segmenta so razdelili na linearno in krožno ter s tem definirali povezavo med translacijskim pospeškom in kotno hitrostjo. Koti v sklepih so definirani s primerjanjem izračunanih pospeškov točke rotacije dveh sosednjih segmentov in upoštevanjem medsebojne rotacije. Zanesljivost predstavljene metode je pogojena predvsem s točnostjo določitve anatomskih parametrov individualnih subjektov. V [86] so avtorji predstavili uporabo matrike pospeškometrov nameščenih na togi palici. Kot posameznega segmenta je določen s filtriranjem razlik med izmerjenimi pospeški senzorjev na isti palici. Eksperimentalno validacijo so izvedli samo pri nizki hitrosti hoje (pod 2 km/h), kjer je natančnost znašala okoli 6°. Podobno metodo, ki temelji na razliki pospeškov dveh senzorjev, nameščenih na enem segmentu, je predstavil tudi Liu s soavtorji [39]. Razlika med izhodoma dveh senzorjev je izražena samo z rotacijskim pospeškom, medtem ko se linearni pospešek, gravitacija, vplivi zaradi premikanja kože ter ostali viri šuma medsebojno odštejejo.

Luinge in Veltink [41] sta predstavila ocenjevanje orientacij posameznih segmentov z združevanjem senzornih signalov žiroskopa in pospeškometra. Za združevanje sta uporabila Kalmanov filter. Ocena orientacije, pridobljena z integracijo 3D kotne hitrosti, se konstantno popravlja glede na ocenjen naklon segmenta, določen iz izmerjenega pospeška segmenta. Rezultati so pokazali, da metoda ni primerna za dolgotrajno merjenje gibanja zaradi lezenja orientacije okoli vertikalne osi. Poleg tega je tudi sama natančnost metode močno zmanjšana med hitrimi, dinamičnimi gibi [87], kjer dinamična komponenta pospeška predstavlja nezanemarljiv del izmerjenega pospeška. Podobno metodo združevanja z uporabo kvaternionov je predstavil tudi Favre s soavtorji [88], s tem da se je popravljanje orientacije segmenta glede na naklonski kot izvajalo samo takrat, ko se je segment premikal počasi. Opisani algoritem je primeren samo za kratkotrajno ocenjevanje gibanja. V [89] so avtorji uporabili kotno hitrost za ločevanje med translacijsko in gravitacijsko komponento pospeška. Orientacija je nato ocenjena z naklonskim kotom določenim preko rezultančnega pospeška. Avtorji navajajo, da se natančnost algoritma močno zmanjša s povečano hitrostjo gibanja, kot dodaten vir napake pa izpostavljajo ustrezno namestitev senzorjev.

Vse zgoraj omenjene metode se za ocenjevanje orientacije zanašajo na gravitacijo, ki predstavlja referenčni vektor. Orientacija, definirana na tak način, je zanesljiva samo v dveh oseh. Če jo hočemo določiti v treh oseh, je potrebno definirati dodatni referenčni vektor. Veltink in ostali [90] so za spremljanje 3D orientacije noge med hojo uporabili smer premikanja kot dodatno referenco. Pogost pristop za določanje orientacije okoli vertikalne osi je nadgradnja merilnega sistema z magnetometrom, s čimer se kot referenčni vektor definira magnetno polje [20, 40, 64, 91]. Algoritem, ki ga je predstavil O'Donovan s soavtorji [40], razločuje med mirovanjem in dinamičnim gibanjem. Med dinamičnimi gibi se orientacija ocenjuje preko integracije kotne hitrosti, medtem ko se med kvazistatičnim gibanje ocenjuje glede na gravitacijo in magnetno polje. Predstavljeni rezultati so zajemali testiranje algoritma samo med kratkotrajnim počasnim gibanjem. Podobno deluje tudi gradientna metoda, ki so jo predstavili Madgwick in ostali [92]. Gradient, določen na podlagi meritev pospeškometra in magnetometra, določa vpliv orientacije, ocenjene iz izmerjenega pospeška in magnetnega polja, na orientacijo dobljeno z integracije kotne hitrosti. Avtorji navajajo napako ocenjene orientacije pod 7° pri dinamičnem gibanju. Omenjene metode ne omogočajo stalnega združevanja senzornih signalov. Za ocenjevanje orientacije tako delijo gibanje na statično in dinamično, pri čemer uporabljajo kotno hitrost za ocenjevanje orientacije med dinamičnim gibanjem, za oceno orientacije med statičnim merjenjem pa informacije iz pospeškometra ter magnetometra.

Kalmanov filter, ki ga je že leta 1960 opisal Rudolf Kalman [93], je pogost pristop za združevanje senzornih informacij. Različne izvedbe linearnega Kalmanovega filtra ter razširjenega Kalmanovega filtra, ki je različica za nelinearne modele, predstavljajo komplementarne filtre, ki so namenjeni zlivanju podatkov iz žiroskopa z informacijami dodatnih senzorjev (v primeru IME sta to pospeškometer in magnetometer). Osnovni princip ocenjevanja orientacije s Kalmanovim filtrom obsega integracijo kotne hitrosti, ocena orientacije pa je popravljena glede na orientacijo, določeno na podlagi meritev pospeškometra in magnetometra. Sabatini [94] je predstavil razširjeni Kalmanov filter, pri čemer je modeliral merjene signale kot vsoto prave vrednosti ter njenega odmika. Algoritem ocenjuje odmike merjenih signalov ter jih upošteva pri ocenjevanju orientacije. Avtor predvideva občasne trenutke mirovanja za resetiranje ocenjenih parameterov ter integracije. V delu [20] so avtorji uporabili nepristranski Kalmanov filter (angl. unscented Kalman filter). Svoje ime je dobil po nepristranskosti. Ta lastnost filtra predpostavlja, da je srednja vrednost ocene stanja, ki je pridobljena s filtrom, enaka njeni pravi vrednosti [95]. Nepristanski Kalmanov filter temelji na uporabi skupka vzorcev (t.i. sigma točk), ki so določene s predhodno srednjo vrednostjo in varianco. Sigma točke prehajajo skozi nelinearni sistem, ki opisuje matematični model
procesa. Srednja vrednost in kovarianca stanj sta nato izračunani iz pretvorjenih sigma točk. Tak princip je računsko zahteven, njegova kompleksnost pa je odvisna od velikosti vzorca. Ker je orientacija, dobljena z integracijo, popravljena v vsakem časovnem koraku z orientacijo, ocenjeno iz izmerjenega pospeška in magnetnega polja, metoda deluje slabše pri hitrejših gibih, saj ne loči med dinamično in gravitacijsko komponento izmerjenega pospeška. Roetenberg in ostali [64] so predstavili komplementarni Kalmanov filter (angl. complementary Kalman filter), ki temelji na napaki med orientacijama, dobljenima preko integracije kotne hitrosti ter ocene iz pospeška in magnetnega polja. Komercialno dostopna obleka za zajem gibanja XSens MVNmotion (XSens, Enschede, Nizozemska) [96] podaja informacijo o legi posameznih segmentov telesa. V prvem koraku algoritem izvede predikcijo o legi segmenta na podlagi inercialnega navigacijskega sistema ter kinematičnih relacij. Nato to oceno popravi glede na biomehanske karakteristike človeškega telesa, potencialnih kontaktnih točk telesa z okolico in segmentov med seboj, ter informacije iz dodatnih senzorjev, kot so GPS, barometri in kamere. Ker predstavljeni filtri stalno združujejo senzorne informacije, se ocenjevanje orientacije med hitrim, dinamičnim gibanjem izkaže za problematično. Takrat je dinamična komponenta izmerjenega pospeška močno izražena, kar neposredno vpliva na oceno. Da bi izboljšali robustnost algoritma, je potrebno vpeljati model pospeškometra, ki ustrezno loči izmerjeni pospešek na dinamično in gravitacijsko komponento ter s tem omogoči verodostojno ocenjevanje orientacije s stalnim združevanjem vseh senzornih signalov.

Za zemeljsko magnetno polje se predvideva, da se lokalno ne spreminja obenem pa je njegova smer značilno različna od smeri gravitacije (izjema sta seveda zemeljska magnetna pola [97]). Zaradi teh dveh lastnosti je vektor zemeljskega magnetnega polja primeren referenčni vektor za določevanje kota zasuka okoli vertikalne osi, saj je takorekoč povsod na voljo. Ker pa je zemeljsko magnetno polje šibko ($|\mathbf{B}_Z| \approx 47 \,\mu T$), je občutljivo na magnetne motnje, s čimer se spreminjata tako smer kot jakost polja. Merjenje v nadzorovanem laboratorijskem okolju, ki vsebuje minimalno količino feromagnetnih materialov in električnih naprav, zagotovi ustrezno natančno ocenjevanje 3D orientacije [98]. V vsakdanjem življenjskem okolju pa smo obkroženi z raznimi viri magnetnih motenj, kot je na primer kovinsko pohištvo, računalniki, električni gospodinjski pripomočki, dvigala, armirno železo v zgradbah in avtomobili [99, 100]. Za odpravljanje merilne napake zaradi spremenljivega magnetnega polja je bilo predstavljenih več metod [64, 91, 92, 101]. Madgwick in soavtorji [92] so predlagali normalizacijo magnetnega polja s seštevanjem horizontalnih komponent; končni magnetni vektor ima samo dve neničelni komponenti. Magnetna motnja tako vpliva samo na orientacijo okoli vertikalne osi, ne vpliva pa na kote okoli horizontalnih osi. Avtorji dela [101] so predstavili nosljiv sistem treh ortogonalnih tuljav, ki si ga človek nadene na hrbet. Za izboljšanje natančnosti merjenja orientacije se tako namesto zemeljskega magnetnega polja uporablja magnetno polje povzročeno z zaporednim proženjem tuljav. Čeprav rezultati eksperimentov nakazujejo na zadovoljivo natančnost ocenjevanja orientacije (celotna RMS napaka je pod 5°), sam merilni sistem ni praktičen za uporabo, saj dodatni magnetni modul prispeva k skupni teži sistema ter večji porabi energije. Roetenberg s soavtorji [64] je predstavil uporabo komplementarnega Kalmanovega filtra, pri čemer je magnetno motnjo modeliral kot kombinacijo dela magnetne motnje, določene v prejšnjem časovnem koraku, in belega šuma s spremenljivo standardno deviacijo. Delež prenosa magnetne motnje je vnaprej določen s premikanjem magnetnega senzorja z različnimi hitrostmi in na različnih razdaljah okoli feromagnetnega predmeta. Ko algoritem zazna magnetno motnjo, se standardna deviacija dodanega šuma spremeni glede na spremembo dolžine kot tudi inklinacije (angl. dip angle) magnetnega polja. Eksperimentalno testiranje je pokazalo, da je metoda dovolj zanesljiva, toda natančnost se lahko poslabša pri gibih s povečano dinamiko, saj so kompenzacijski parametri vnaprej določeni in so vezani na hitrosti, razdalje in materiale uporabljene pri identifikaciji.

1.3 Uporaba nosljivih senzornih sistemov

Z razvojem nosljivih senzornih sistemov za določanje orientacije se razširi nabor uporabe tako v klinični praksi kot tudi v vsakdanjem življenju. Pri rehabilitaciji osebe predstavljajo nosljivi senzorni sistemi orodje za začetno oceno sposobnosti gibanja in analizo vzdržljivosti [40, 89, 91, 102, 103]. V nadaljnji obravnavi se z nosljivimi senzornimi sistemi lahko spremlja napredek posamezne terapije. V procesih rehabilitacije služijo ti sistemi za sprotno spremljanje kinematičnih in dinamičnih parametrov [104, 105], z analizo gibalnih sposobnosti pred in po posegu pa se lahko oceni uspešnost posega. Terapevtu so v pomoč pri preverjanju pravilnosti izvajanja terapije, v povezavi z robotskimi pripomočki pa lahko oseba samostojno izvaja vaje brez potrebe po sodelovanju terapevta [26, 106–108]. Med robotske pripomočke, ki za vodenje kot senzorni vhod uporabljajo podatke nosljivih senzorjev, spadajo tudi aktivne proteze in ortoze [11]. V zadnjem času pa se čedalje bolj uveljavlja telerehabilitacija [109]. To je rehabilitacije, ki jo oseba izvaja na svojem domu s pomočjo namenskih rehabilitacijskih pripomočkov. Ti kompleksni sistemi so sestavljeni večinoma iz senzornega dela, aktivnega ali pasivnega mehanskega dela, ter interaktivnega scenarija vadbe, podprtega z navidezno resničnostjo [69]. Terapevt lahko po potrebi preko svetovnega spleta dostopa do podatkov o sami vadbi ter ustrezno prilagaja urnik in težavnost vadbe. Dva primera telerehabilitacijskih sistemov, zasnovanih na osnovi nosljivih senzorjev, sta BiMeo [110], sistem za urjenje zgornjih ekstremitet, in Valedo [111], sistem za razgibavanje in utrjevanje spodnjega dela trupa.

Vstajanje je eden izmed dnevno največkrat izvedenih manevrov; v povprečju oseba vstane kar 60-krat na dan [112]. Zmožnost vstajanja predstavlja pogoj za neodvisno življenje, saj je vstajanje največkrat začetek nekega novega gibanja. Osebe z zmanjšano gibljivostjo imajo velikokrat težave z vstajanjem, kar posledično pomeni manjšo samostojnost in nizko kakovost življenja [113]. Ker je vstajanje biomehansko gledano zelo zahtevno opravilo, ki zahteva zadostne navore v spodnjih ekstremitetah ter koordinirano gibanje mišično-skeletnega sistema, je predmet številnih raziskav. Biomehanika vstajanja je v preteklosti bila večinoma obravnavana z uporabo stacionarnih merilnih sistemov, kot so optoelektronski sistemi [114–116], video kamere [117–119] in pritiskovne plošče [45, 116, 119, 120]. Merjenja vstajanja so bila omejena na laboratorijsko okolje opremljeno z namensko opremo, obdelava podatkov pa je zahtevala precej časa. Z uporabo nosljivih merilnih senzornih sistemov [121–124] teh omejitev ni več. Z nosljivimi senzorji se spremljanje in analiza vstajanja lahko prenese na okolja izven laboratorijev, kot so na primer rehabilitacijske ustanove ali dom. Zmožnost spremljanja kinematičnih in dinamičnih parametrov vstajanja se lahko aplicira na razna področja od telerehabilitacije do bolj ergonomskih aplikacij, kjer se spremlja obremenitve delavcev pri različnih gibih. Kot dodatno možnost se podatke senzornega sistema lahko uporabi pri vodenju robotskih pripomočkov za pomoč pri vstajanju [24, 125, 126].

Merjenje in spremljanje gibanja pri vsakodnevnih aktivnostih pripomore k razumevanju mehanizmov gibanja človeka kot tudi njegovih navad. Z dvigajočo povprečno starostjo prebivalstva se povečuje tudi populacija starejših. Le-ti so bolj dovzetni za razne poškodbe in padce. Spremljanje starejših tako predstavlja široko področje, kjer pridejo do izraza prednosti nosljivih senzornih sistemov. Zgodnje predvidevanje padca je ključnega pomena za zagotavljanje hitrega ukrepanja in preprečevanje slabe prognoze. Detekcija padca je možna na več različnih načinov: Clifford s soavtorji [127] je predstavil sistem, ki uporablja pospeške za klasifikacijo padca; padec je detektiran glede na predefinirano amplitudo ter gladkost izmerjenih pospeškov. Pospeškometre sta uporabila tudi Doukas [128] in Zhang [129], Gjoreski s soavtorji pa so predstavili sistem, ki združuje inercialne senzorje ter notranji sistem pozicioniranja na podlagi radijske tehnologije [130]. Z nosljivimi senzorji je možno spremljati tudi dnevne aktivnosti oseb [37, 131] ter tako določiti njihov slog in kakovost življenja, obenem pa lahko tak sistem tudi pomaga osebam z nevrološkimi motnjami, kot je na primer demenca [132]. Analiza dnevnih navad pomaga pri načrtovanju bolj zdravega življenjskega sloga. Analiza gibanja pri športnih aktivnostih, kot so na primer tek [133], veslanje [134] ali pa smučarski skoki [135], je nepogrešljivo orodje za trenerje kot tudi za tekmovalce. Z nosljivimi senzornimi sistemi se lahko analizira aktivnosti na tekmovalnih prizoriščih, kjer običajno teh možnosti ni. Nosljivi senzorji so uporabni tudi za analizo športov, ki zahtevajo velik prostor in infrastrukturo, ter jih zaradi tega ni možno spremljati s stacionarnimi merilnimi sistemi. V kombinaciji z ustreznim načinom podajanja povratnih informacij oziroma navodil pa lahko nosljivi sistemi celo nadomestijo trenerje ter tako omogočijo izboljšanje športnih rezultatov in preprečevanje poškodb tudi amaterskim športnikom. Nosljive senzorne sisteme s pridom uporabljajo tudi pri razvoju animacij (na primer XSens MVN obleka [96]). V primerjavi z ustaljenimi optoelektronskimi sistemi, nosljivi senzorji nimajo težav z omejenim delovnim prostorom, prekrivanjem markerjev ter ne zahtevajo dodatnega usposabljanja uporabnika, kar omogoča hitrejšo, cenejšo in učinkovitejšo produkcijo.

1.4 Cilji

Za namene spremljanja kinematičnih parametrov se uporabljajo inercialne merilne enote, ki pa same po sebi ne dajejo neposredne informacije o orientaciji. Zato je potrebno senzorne signale (kotno hitrost, translacijski pospešek in magnetno polje) združiti z uporabo metod senzorne integracije. Osnovni princip delovanja združevanja signalov temelji na integraciji kotne hitrosti ter uporabi pospeška in magnetnega polja za določitev naklona oziroma smeri. Zaradi načina merjenja in združevanja informacij so končne ocene orientacije podvržene lezenju pri dolgotrajnih meritvah ter napačni oceni v prostorih s spremenljivim magnetnim poljem.

Disertacija je razdeljena na tri sklope. Prvi del se nanaša na nosljivi senzorni sistem s poudarkom na metodi združevanja senzornih informacij. Zasnovali smo izvedbo razširjenega Kalmanovega filtra za ocenjevanje orientacije z vključenim kinematičnim modelom. Na ta način omogočimo združevanje izmerjene kotne hitrosti ter translacijskega pospeška v vsakem časovnem koraku ter s tem zmanjšanje lezenja ocenjene orientacije. Razširjeni Kalmanov filter smo nadgradili z metodo za kompenzacijo magnetnih motenj na podlagi inercialnih in magnetnih meritev. Taka izvedba omogoča natančno ocenjevanje orientacij tudi v okolju z neenotnim magnetnim poljem. Za potrebe spremljanja gibanja človeka smo merilni sistem razširili iz algoritma za spremljanje orientacije enega segmenta na sistem za spremljanje orientacij kinematične verige z večimi segmenti.

Drugi del opisuje eksperimentalno validacijo opisane metode senzornega združevanja za ocenjevanje orientacije. Metoda je bila najprej preverjena na primeru enega segmenta, predstavljenega z enojnim nihalom. Da bi preverili dolgotrajno zanesljivost algoritma, smo izvedli meritve gibanja oseb v daljšem časovnem obdobju. Meritve so zajemale hojo po tekočem traku pri različnih hitrostih hoje ter hojo po poligonu, ki je posnemal hojo po ravnem, hojo po stopnicah ter obračanje. Osredotočili smo se na analizo poteka napake med ocenjenimi in referenčnimi koti v sklepih spodnjih ekstremitet v različnih časovnih trenutkih meritev. Algoritem aktivne kompenzacije magnetnih motenj smo testirali na enem segmentu, pri čemer smo magnetne motnje simulirali s toroidno tuljavo, postavljeno v bližino segmenta.

Tretji del obravnava analizo vstajanja v klinični praksi. Z analizo kinematičnih in dinamičnih parametrov vstajanja oseb po transtibialni amputaciji z referenčnim merilnim sistemom smo preverili, ali je vstajanje ustrezen manever za ocenjevanje simetrije in s tem učinkovitosti gibanja posameznika. Sledila je analiza kinematičnih in dinamičnih parametrov vstajanja osebe pred in po totalni artroplastiki z nosljivim senzornim sistemom. Obenem smo izvedli tudi validacijo delovanja nosljivega senzornega sistema za primer vstajanja. Primerjali smo vzorca vstajanja osebe pred in po totalni artroplastiki, pri čemer smo bili pozorni na zmanjšanje asimetrije po operativnem posegu.

2 Nosljivi senzorni sistem

S PREMLJANJE mehanike gibanja večsegmentnega sistema je zanimivo za več področij uporabe: od robotike, mehatronike do medicine, rehabilitacije ter celo filmske industrije. Stacionarne sisteme za zajemanje gibanja čedalje pogosteje zamenjujejo nosljivi merilni sistemi. V zadnjem času so za ocenjevanje kinematičnih parametrov zaradi miniaturizacije in pocenitve popularne inercialne merilne enote, ki zaradi majhnosti predstavljajo primeren senzor, ki ne ovira uporabnika pri gibanju. Sodobni človek se je razvil iz *Homo Erectus*, kar pomeni pokončni človek – človek, ki hodi z nogami. Torej so spodnje ekstremitete tiste, ki so v kontaktu z okolico. Ta kontakt stopal s tlemi se največkrat meri s pritiskovnimi ploščami ter z različnimi senzoriziranimi vložki za čevlje.

2.1 Inercialna merilna enota

Osnovna izvedba inercialne merilne enote je sestavljena iz treh delov: senzornega dela, mikrokrmilniškega dela ter baterije oziroma napajanja. Osnovni sestavni deli so prikazani na sliki 2.1. Žiroskop, pospeškometer in magnetometer sestavljajo senzorni del. Mikrokrmilniški del skrbi za zajem senzornih signalov, pretvorbo iz analogne v digitalno obliko ter komunikacijo z ostalo strojno opremo. Same merilne enote so lahko napajane preko skupnih napajalnih linij oziroma vsaka samostojno preko lastne baterije.

Žiroskop, zgrajen na podlagi MEMS tehnologije, je predstavljen kot resonančna masa, ki se pod vplivom vrtenja odkloni iz ravnovesne lege. Odmik je proporcionalen kotni hitrosti okoli osi vrtenja. Triosni žiroskopi vsebujejo tri resonančne mase, za vsako smer rotacije svojo. Žiroskop kot senzor je temperaturno odvisen, torej sprememba temperature vpliva na lezenje izhodnega signala. Pomembno je, da je senzor pred meritvijo segret na delovno temperaturo, obenem pa je potrebno izvesti ponastavitev izhodnega signala v mirujočem stanju senzorja, ko so kotne hitrosti enake 0 rad/s.



Slika 2.1: Osnovi sestavni deli inercialne merilne enote: a) senzorni del (žiroskop, pospeškometer in magnetometer), b) mikrokrmilniški del in c) napajalni del

Pospeškometer, zgrajen na osnovi tehnologije MEMS, je v osnovi sestavljen iz gibljive mase, ki je preko vzmeti vpeta v ohišje. Med pospeševanjem senzorja se masa zaradi vztrajnosti odkloni v nasprotni smeri gibanja. Premik mase je proporcionalen pospešku. Ker na maso hkrati deluje tudi gravitacijski pospešek, pospeškometer ne meri samo dinamičnega pospeška, ampak je izhodni pospešek \mathbf{a}_I enak razliki dinamičnega pospeška \mathbf{a}_D in gravitacijskega pospeška \mathbf{g}

$$\mathbf{a}_I = \mathbf{a}_D - \mathbf{g} \,. \tag{2.1}$$

Senzorji za merjenje magnetnega polja delujejo na principu izrabe Lorentzove sile za premik mehanskih delov. Magnetno polje inducira tok v prevodnih zankah, ki se pod vplivom nastale Lorentzove sile premaknejo. Premik je proporcionalen jakosti magnetnega polja. Uporaba magnetometra je lahko problematična, saj lahko že samo okoliško vezje na IME in baterija v določeni meri popačita merjeno zemeljsko magnetno polje. Stacionarni vpliv se da zmanjšati s kalibracijo [136, 137], vseeno pa so motnje prisotne v okolici feromagnetnih materialov in električnih naprav v okolju. Obstajajo IME, ki posredujejo podatke po žičnih povezavah ali brezžične izvedbe. Uporaba žičnih IME ni praktična, saj žice lahko omejujejo merilni prostor. Obenem lahko ovirajo uporabnika in vplivajo na vzorce gibanja. Brezžične IME imajo mikroprocesorskemu delu dodan še brezžični modul, ki skrbi za komunikacijo med IME in zajemno enoto. Brezžične merilne enote je možno poljubno namestiti na segmente. Slaba stran brezžičnih IME je večja poraba energije, kar zmanjša avtonomijo, obenem pa je potrebna še dodatna strojna oprema.



Slika 2.2: Inercialni merilni sistem: a) inercialna merilna enota in b) sprejemna enota

V tem delu smo uporabili inercialne merilne enote, razvite v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani [138]. Senzorni del IME je sestavljen iz triosnega žiroskopa Invensense IMU-3000, triosnega pospeškometra STM LIS331DLH in magnetometra Honeywell HMC5883. Ziroskop omogoča izbiro merilnega območja med $\pm 250^{\circ}/s, \pm 500^{\circ}/s, \pm 1000^{\circ}/s$ in $\pm 2000^{\circ}/s$, frekvenca vzorčenja pa je nastavljena na 1 kHz. Merilno območje pospeškometra lahko programsko nastavimo; izbiramo lahko med ± 2 g, ± 4 g in ± 8 g, (g predstavlja gravitacijski pospešek $g = 9.81 \text{ m/s}^2$). Vzorčna frekvenca znaša 1 kHz. Magnetometer ima merilno območje od $\pm 88\,\mu\text{T}$ do $\pm 810\,\mu\text{T}$ ter nastavljivo frekvenco vzorčenja od 0,75 Hz do 160 Hz. Za prenos podatkov skrbi brezžični modul Atmel ATZB-A24-ULFB. Dimenzije merilne enote brez baterije so $30 \,\mathrm{mm} \times 20 \,\mathrm{mm} \times 5 \,\mathrm{mm}$. Enota je predstavljena na sliki 2.2a. Uporabljena 3,7 V litij-polimer baterija s kapaciteto 250 mAh zadošča za vsaj 6 ur neprekinjenega delovanja. Vsaka IME je pred uporabo ustrezno kalibrirana [138, 139], s čimer določimo odmik od ničle ter neporavnanost osi magnetometra. Z implementacijo lastnega brezžičnega protokola poteka vzorčenje in prenos podatkov petih IME s frekvenco 100 Hz. Sprejemna enota (slika 2.2b) je sestavljena iz štirih sprejemnikov,

kar omogoča sprejem 20 IME, in centralnega mikrokrmilnika NXP LPC1768. Zajeti signali z vseh IME so s sprejemne enote posredovani naprej po Ethernet žični povezavi preko protokola UDP.

2.2 Merilni vložki

Pri gibanju človeka so stopala tista, ki so v kontaktu z okolico. Merjenje interakcijskih sil med podlago in stopali poteka preko prenosnih merilnih podlog [140], ki omogočajo omejeno površino merjenja, ali preko merilnih vložkov [23, 141]. To so vložki, ki si jih uporabnik vstavi v čevelj, merijo pa porazdelitev interakcijske sile med stopalom in čevljem. Če predpostavimo, da je čevelj togo telo, velja, da je izmerjena sila tudi sila interakcije med stopalom in okolico. Merilni vložki so sestavljeni iz več segmentov; lahko je cela površina pod stopalom enakomerno razdeljena in opremljena s senzorji, lahko pa so instrumentalizirana samo relevantna področja. Pri slednjih izmerjena interakcija ni enaka interakciji med stopali in tlemi, saj stopala pritiskajo tudi na področja, kjer ni senzorjev.

V tem delu smo uporabili komercialne merilne vložke ParoTec proizvajalca Paromed, Neubeuern, Nemčija [142]. Na voljo so štirje pari vložkov EU velikosti: 37/38, 39/40, 41/42 in 43/44. Debelina posameznega vložka znaša 3 mm. Vsak vložek je sestavljen iz 24 hidrocelic, tako razporejenih po merilni površini, da pokrivajo najbolj obremenjena področja pod stopali. Vsaka celica prenese obremenitev 220 N. Razporeditev celic je vidna na sliki 2.3. Vsaka hidrocelica vsebuje senzor tlaka, ki je potopljen v nestisljiv silikonski gel. Ob kontaktu se obremenitev iz površine celice prenese preko gela do analognega senzorja tlaka. Signali senzorjev posameznih celic so preko multipleksorja povezani na analogno-digitalni pretvornik, nakar se izvrši še končna pretvorba iz zajete napetosti v silo, pri čemer je signal senzorja proporcionalen obrementivi, s katero deluje oseba na okolico. Princip delovanja je shematsko prikazan na sliki 2.3. Za zajem signalov je bil v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani, načrtovan in izdelan namenski vgrajeni sistem na osnovi mikrokrmilnika LPC1768, ki je opisan v delu [143]. Zajemanje signalov in pretvorba se izvaja s frekvenco 100 Hz. Vgrajeni sistem izmerjene sile celic F_C posreduje preko Ethernet žične povezave z uporabo UDP protokola.

Za natančno pretvorbo zajete napetosti iz senzorja v silo interakcije je bilo potrebno opraviti kalibracijo vseh merilnih celic. V ta namen smo zgradili namensko



Slika 2.3: Shema zajemanja in delovanje merilnih vložkov

kalibracijsko napravo, sestavljeno iz merilne mize, pod katero je bil nameščen senzor sil in navorov JR3 (Woodland, Kalifornija, Združene države Amerike), pnevmatskega cilindra z dušilkami ter elektromagnetnega pnevmatskega ventila. Sestava kalibracijskega sistema je prikazana na sliki 2.4. Senzor sil, multipleksor merjenega vložka ter ventil so bili povezani preko vmesniških PCI kartic na ciljnem računalniku, na katerem je tekel operacijski sistem v realnem času xPC Target in programska aplikacija za zajem podatkov o sili ter napetosti.

Postopek kalibracije je potekal tako, da je cilinder s počasnim gibanjem, omejenim z dušilkama, v dotiku pritiskal na posamezno celico do izmerjene sile 220 N ter nato izvršil pomik nazaj do razbremenjenega položaja, pri čemer je nadzorni računalnik zajemal silo dotika F_C in izhodno napetost tlačnega senzorja U_C . Tovrstni gib se je izvedel 10-krat za vsako celico. Iz izmerjene $F_C(U_C)$ karakteristike smo s pomočjo polinomske aproksimacije določili polinom tretjega reda

$$F_{C,m} = k_{3,m} U_{C,m}^3 + k_{2,m} U_{C,m}^2 + k_{1,m} U_{C,m} + k_{0,m}, \qquad (2.2)$$

ki opisuje relacijo med signalom senzorja ter silo obremenitve za *m*-to celico. Primer $F_C(U_C)$ karakteristike z aproksimiranim polinomom je podan na sliki 2.5.



Slika 2.4: Naprava za kalibracijo celic merilnih vložkov



Slika 2.5: $F_C(U_C)$ karakteristika prve celice merilnega vložka EU številke 37/38 z aproksimiranim polinomom tretjega reda

Ko so vsi signali zajeti ter preko kubične interpolacije pretvorjeni v sile posameznih celic $F_{C,m}$, izračunamo skupno reakcijsko silo na podplat F_{MV} , ki je vsota posameznih obremenitev

$$F_{MV} = \sum_{m=1}^{24} F_{C,m} \,. \tag{2.3}$$

Prijemališče rezultančne reakcijske sile pod stopali (COP, angl. Center of Pressure) smo določili na podlagi izmerjenih sil $F_{c,m}$ in znanih položajev posameznih celic $\mathbf{r}_{C,m}$. Določitev prijemališča predstavlja rešitev vektorske enačbe

$$\mathbf{M}_{MV} = \mathbf{p}_{COP} \times \mathbf{F}_{MV} \,, \tag{2.4}$$

kjer je \mathbf{M}_{MV} skupni navor, ki ga povzročijo sile na posamezne celice, \mathbf{p}_{COP} položaj

COP in \mathbf{F}_{MV} rezultančna reakcijska sila. Pri tem upoštevamo, da je izhodišče koordinatnega sistema postavljeno v središču prve celice, kot je prikazano na sliki 2.3. Zaradi tehnologije izdelave merilnih celic ni mogoče razločiti med posameznimi komponentami reakcijskih sil. Ker je razmerje med vertikalno silo ter silami v horizontalni smeri veliko, lahko predpostavimo, da merilni vložki merijo silo samo v vertikalni smeri

$$\mathbf{F}_{MV} = \begin{bmatrix} 0 & F_{MV} & 0 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} . \tag{2.5}$$

Rezultančni navor je vsota posameznih navorov celic

$$\mathbf{M}_{MV} = \sum_{m=1}^{24} \mathbf{r}_{C,m} \times \mathbf{F}_{C,m} \,. \tag{2.6}$$

Enačba (2.4) je rešljiva, če upoštevamo, da je položaj COP definiran v ravnini na tleh, kar pomeni, da je vertikalna komponenta COP $p_{COP,y} = 0$. Prijemališče reakcijskih sil je v tem primeru določeno kot

$$p_{COP,x} = \frac{M_{MV,z}}{F_{MV,y}}$$

$$p_{COP,y} = 0$$

$$p_{COP,z} = -\frac{M_{MV,x}}{F_{MV,y}}$$

$$\mathbf{p}_{COP} = [p_{COP,x} \ p_{COP,y} \ p_{COP,z}].$$

$$(2.7)$$

Trajektorijo gibanja točke COP pod posamezno nogo se uporablja pri določevanju kinematičnega modela človeka, opisovanju stabilnosti osebe ali kot vhod v sistem za prepoznavo faz gibanja [4].

Potrebno se je zavedati, da merilne celice ne zajemajo celotne površine merilnega vložka, ampak le okoli 60%. To pomeni, da tudi izmerjena sila F_{MV} predstavlja le del celotne reakcijske sile ($F_{MV} \approx 0.6F_{R,Y}$). Razmerje med reakcijsko silo, izmerjeno z merilnimi vložki, ter pravo reakcijsko silo znaša okoli 1,8. Pravilni skalirni faktor je možno določiti z referenčnimi meritvami v stacionarnem stanju, je pa odvisen od posamezne osebe, položaja stopala na merilnem vložku, potencialnih nedelujočih celic merilnega vložka ter tudi velikosti vložka.

2.3 Senzorna integracija

Osnovni princip metod senzorne integracije [20,91,92,144] za določevanja orientacije iz inercialnih podatkov zajema integracijo kotne hitrosti. Zaradi lezenja žiroskopa je tak princip primeren za kratkotrajne gibe. V nasprotnem primeru lahko pride do lezenja kota, kot je to prikazano na sliki 2.6. Pri tej kratkotrajni meritvi (t = 25 s) vidimo, da je kot, dobljen z integracijo kotne hitrosti, zlezel za 140° v primerjavi z referenčnim kotom.



Slika 2.6: Lezenje kota θ , dobljenega z integracijo kotne hitrosti ω

Za zmanjšanje lezenje kota zaradi integracije se uporabi še informacije o pospešku in magnetnem polju. Standardni pristop uporablja pospeškometer kot merilnik naklona (inklinometer), magnetno polje pa kot kompas za določanje smeri. Zaradi tehnologije merjenja se ti dve predpostavki lahko uporabljata samo v statičnih pogojih, ko se IME ne premika. V nasprotnem primeru pospeškometer ne meri samo gravitacijskega pospeška, ki je referenca za naklon, ampak vsoto dinamičnega in gravitacijskega pospeška, kot je to predstavljeno z enačbo (2.1). Na sliki 2.7 je predstavljena celotna ideja ocenjevanja orientacije: med dinamičnim gibanjem se izvaja integracija kotne hitrosti $\boldsymbol{\omega}_{I}$, v mirovanju pa se oceni orientacijo preko izmerjenega pospeška \mathbf{a}_{I} in magnetnega polja \mathbf{B}_{I} .

Pri merjenju dolgotrajnega dinamičnega gibanja s takim pristopom še vedno pride do lezenja kotov, saj med gibanjem ne pride do mirovanja, kjer bi oceno iz žiroskopa nadomestila ocena, dobljena iz izmerjenega pospeška in magnetnega polja. Metodo se lahko nadgradi z vpeljavo kvazistatičnih pogojev: to je gibanje, pri katerem oseba ne miruje, je pa razmerje med dinamičnim in gravitacijskim pospeškom v prid slednjemu. Tudi tu lahko pride do napak, če je kvazistatično območje definirano preveč na široko. V tem primeru na izmerjen pospešek še vedno nezanemarljivo vpliva dinamična komponenta pospeška.



Slika 2.7: Shema osnovnega principa senzorne integracije za ocenjevanje orientacije na osnovi inercialnih in magnetnih merjenj

2.3.1 Kinematični model togega telesa

Da bi lahko uporabili podatke pospeškometra za sprotno popravljanje orientacije, je potrebno izmerjeni pospešek deliti na dinamično in gravitacijsko komponento v skladu z enačbo (2.1). Če predpostavimo, da je IME nameščena na vpeto togo telo, lahko dinamično komponento izrazimo kot kombinacijo translacijskega pospeška vpetja \mathbf{a}_1 in pospeška zaradi rotacije

$${}^{S}\mathbf{a}_{D} = {}^{S}\mathbf{a}_{1} + {}^{S}\boldsymbol{\omega} \times \left({}^{S}\boldsymbol{\omega} \times {}^{S}\mathbf{r}\right) + {}^{S}\boldsymbol{\alpha} \times {}^{S}\mathbf{r}, \qquad (2.8)$$

pri čemer α predstavlja kotni pospešek, vektor **r** pa opisuje položaj IME na segmentu. Vse veličine so izražene v koordinatnem sistemu segmenta, na kar nakazuje nadpisana črka *S*. Ta enačba opisuje relacijo med translacijskim pospeškom točke, kjer je nameščena IME, ter točke vpetja segmenta. Če enačbo (2.8) vstavimo v (2.1) dobimo izmerjeni pospešek IME

$${}^{S}\mathbf{a}_{I} = {}^{S}\mathbf{a}_{1} + {}^{S}\boldsymbol{\omega} \times ({}^{S}\boldsymbol{\omega} \times {}^{S}\mathbf{r}) + {}^{S}\boldsymbol{\alpha} \times {}^{S}\mathbf{r} - {}^{S}\mathbf{g}.$$
(2.9)

Skica vpetega segmenta z označenimi veličinami je predstavljena na sliki 2.8.



Slika 2.8: Vpeti segment z nameščeno IME ter označeno kinematično povezavo med točko vpetja ter nameščeno IME. Vse označene veličine so izražene v koordinatnem sistemu segmenta.



Slika 2.9: Model človeka predstavljen s serijsko kinematično verigo: a) človek in b) človeško telo kot serijska kinematična veriga togih teles. Začetek kinematične verige predstavlja noga v opori, ki je "pripeta" na tla.

Človeško telo lahko predstavimo kot serijsko kinematično verigo togih teles, kar je predstavljeno na sliki 2.9. Del splošne verige je predstavljen na sliki 2.10. Za merjenje kinematičnih parametrov posameznih segmentov zadostuje, da je vsak segment opremljen s svojo inercialno merilno enoto. Veličine, označene z indeksom j, se nanašajo na j-ti segment. Vektorji ${}^{I}\omega$, ${}^{I}\mathbf{a}$ in ${}^{I}\mathbf{B}$ označujejo kotno hitrost, translacijski pospešek ter magnetno polje izmerjeno z IME. Te veličine so izražene v koordinatnem sistemu IME, kar označuje indeks I zgoraj levo. Vektor ${}^{G}\mathbf{a}_{1}$ predstavlja translacijski pospešek središčne točke sklepa, ki povezuje j-ti segment s prejšnjim segmentom j - 1. Podobno vektor ${}^{G}\mathbf{a}_{2}$ označuje translacijski pospešek središčne točke sklepa med j-tim in j + 1segmentom. Indeks G zgoraj levo označuje, da sta ti veličini izraženi v globalnem koordinatnem sistemu. Le-ta je definiran z gravitacijskim vektorjem (${}^{G}\mathbf{y}$ os) ter vektorjem normale na ravnino, ki jo opisujeta vektorja gravitacije in magnetnega polja (${}^{G}\mathbf{z}$ os). Vektor, ki kaže od središča sklepa med j - 1 in j-tim segmentom in IME, je označen z ${}^{S}\mathbf{r}_{1}$. Podobno vektor ${}^{S}\mathbf{r}_{2}$ povezuje IME in središče sklepa med j-tim in j + 1segmentom. Indeks S zgoraj levo nakazuje, da so te veličine izražene v koordinatnem sistemu segmenta. Ti vektorji opisujejo geometrijski model segmenta obenem pa tudi definirajo položaj IME na segmentu. Vektor gravitacije je označen z ${}^{S}\mathbf{g}$.



Slika 2.10: Segment j znotraj splošne kinematične verige, opremljen z IME. Veličine na sliki, označene z indeksom j - 1 oziroma j se nanašajo na j - 1 ter j-ti segment. Veličine z indeksom I, S ali G zgoraj levo so izražene v koordinatnem sistemu IME, segmenta oziroma v globalnem koordinatnem sistemu.

Za zapis orientacije smo uporabili zapis s kvaternioni [145]. Notacijo s kvaternioni smo uporabili zato, da se izognemo singularnostim, ki so pogoste pri drugih zapisih orientacije, kot so na primer Eulerjevi koti ali homogene matrike. Obenem so kvaternioni tudi računsko nezahtevni, ter tako predstavljajo primerno matematično orodje. Kvaternion ${}^{E}\mathbf{q}$ opisuje orientacijo segmenta v globalnem koordinatnem sistemu. Orientacija IME, izražena v koordinatnem sistemu segmenta, je označena s kvaternionom ${}^{S}\mathbf{q}_{I}$.

Če v enačbo (2.9) vstavimo veličine, kot so definirane na sliki 2.10, je relacija med izmerjenim pospeškom inercialnega senzorja ^S**a** in translacijskim pospeškom središča sklepa, ki povezuje j - 1 in j-ti segment sledeča

$${}^{S}\mathbf{a}_{j} = {}^{S}\mathbf{a}_{1,j} + {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times \left({}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1,j}\right) + {}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{j} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1,j} - {}^{S}\mathbf{g}_{j}, \qquad (2.10)$$

pri čemer smo upoštevali, da je kotni pospešek enak časovnemu odvodu kotne hitrosti ${}^{S}\alpha_{j} = {}^{S}\dot{\omega}_{j}.$

Ker koordinatne osi nameščene merilne enote niso poravnane s koordinatnim sistemom segmenta, je potrebno transformirati izmerjene veličine v koordinatni sistem segmenta, kot to nakazujejo enačbe (2.11), (2.12) in (2.13)

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{S}\mathbf{q}_{I} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{I}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{S}\mathbf{q}_{I}^{*}$$
(2.11)

$$\left[0, {}^{S}\mathbf{a}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{I}} = {}^{S}\mathbf{q}_{I} \otimes \left[0, {}^{I}\mathbf{a}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{I}} \otimes {}^{S}\mathbf{q}_{I}^{*}$$
(2.12)

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{S}\mathbf{q}_{I} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{I}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{S}\mathbf{q}_{I}^{*}.$$
(2.13)

V teh enačbah nastopa kvaternionsko množenje, ki je označeno z znakom \otimes , nadpisana zvezdica * pa označuje konjugiran kvaternion.

Pri znani orientaciji segmenta globalni gravitacijski vektor transformiramo v koordinatni sistem segmenta z

$$\left[0, {}^{S}\mathbf{g}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} = {}^{E}\mathbf{q}^{*} \otimes \left[0, {}^{G}\mathbf{g}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{E}\mathbf{q}, \qquad (2.14)$$

pri čemer je globalni gravitacijski vektor definiran z $^{E}\mathbf{g} = [0, -9, 81, 0]^{\mathrm{T}} \mathrm{m/s^{2}}.$

Podobno, kot smo definirali izmerjeni pospešek IME v enačbi (2.10) z upoštevanjem (2.9), lahko izrazimo povezavo med izmerjenim translacijskim pospeškom ^S**a** in translacijskim pospeškom ^S**a**₂ središčne točke sklepa, ki povezuje j-ti segment z naslednjim segmentom j + 1:

$${}^{S}\boldsymbol{a}_{2,j} = {}^{S}\boldsymbol{a}_{j} + {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times \left({}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times {}^{S}\boldsymbol{r}_{2,j}\right) + {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}_{j} \times {}^{S}\boldsymbol{r}_{2,j} + {}^{S}\boldsymbol{g}_{j}.$$
(2.15)

Če je pospešek središča sklepa na prejšnjem segmentu ${}^S{\bf a}_{2,j-1}$ znan in transformiran v globalni koordinatni sistem

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{a}_{2,j-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{G}\mathbf{q}_{j-1} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{a}_{2,j-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q}_{j-1}^{*}, \qquad (2.16)$$

potem je ta pospešek tudi translacijski pospešek središča sklepa j-tega segmenta ${}^{G}\mathbf{a}_{1,j}$:

$${}^{G}\mathbf{a}_{1,j} = {}^{G}\mathbf{a}_{2,j-1} \,. \tag{2.17}$$

Pospešek ${}^{G}\mathbf{a}_{1,j}$, izražen v koordinatnem sistemu segmenta

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{a}_{1,j}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{G}\mathbf{q}_{j}^{*} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{a}_{1,j}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q}_{j}$$
(2.18)

uporabimo v enačbi (2.10). Nabor enačb (2.10), (2.16), (2.18) in (2.15) opisuje osnovne relacije za iterativno obravnavo serijske kinematične verige, ki predstavlja spodnji ekstremiteti osebe.

Vektor izmerjenega magnetnega polja ${}^{I}\mathbf{B}$, izražen v koordinatnem sistemu segmenta, je podan z enačbo (2.13). Ta vektor je modeliran kot zemeljsko magnetno polje ${}^{G}\mathbf{B}$ zarotirano v koordinatni sistem segmenta. Ker se magnetno polje spreminja glede na to, kje na Zemlji ga merimo, je potrebno oceniti začetno zemeljsko magnetno polje

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{G}\mathbf{q}_{0} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}_{0}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q}_{0}^{*}, \qquad (2.19)$$

pri čemer vektor ${}^{S}\mathbf{B}_{0}$ predstavlja izmerjeno magnetno polje v času t = 0, ${}^{G}\mathbf{q}_{0}$ pa kvaternion, ki opisuje začetno orientacijo segmenta v globalnem koordinatnem sistemu. Začetna orientacija je definirana z rotacijsko matriko ${}^{G}\mathbf{R}_{0}$

$${}^{G}\mathbf{R}_{0} = \begin{bmatrix} {}^{G}\mathbf{x} \mid {}^{G}\mathbf{y} \mid {}^{G}\mathbf{z} \end{bmatrix} = \begin{cases} {}^{G}\mathbf{x} \rightarrow {}^{G}\mathbf{y} \times {}^{G}\mathbf{z} \\ {}^{G}\mathbf{y} \rightarrow {}^{S}\mathbf{a}_{0} \\ {}^{G}\mathbf{z} \rightarrow {}^{S}\mathbf{B}_{0} \times {}^{S}\mathbf{a}_{0} \end{cases}$$
(2.20)

Začetni translacijski pospešek in začetno magnetno polje sta označena z ${}^{S}\mathbf{a}_{0}$ in ${}^{S}\mathbf{B}_{0}$. Pri določevanju orientacije globalnega koordinatnega sistema mora IME mirovati, saj je le tako možno izmeriti samo gravitacijsko komponento pospeška (glej enačbo (2.1)). Podobno kot gravitacijski pospešek v enačbi (2.14) lahko izrazimo tudi izmerjeni vektor magnetnega polja kot

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{G}\mathbf{q}^{*} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q} \,.$$
(2.21)

2.3.2 Razširjeni Kalmanov filter

Kalmanov filter je popularen pristop za združevanje senzornih informacij [20, 40, 90, 91, 93, 144]. Kalmanov filter (KF) tvori nabor enačb za ocenjevanje stanja procesa na podlagi minimiziranja srednje kvadratične napake med napovedmi in meritvami. Filter lahko ocenjuje pretekla, trenutna in celo prihodnja stanja tudi v primeru, ko vsa stanja modela sistem niso natančno znana. Kalmanov filter je v osnovi primeren za linearne sisteme. Za nelinearne sisteme pa je uporabljen razširjeni Kalmanov filter (EKF, angl. Extended Kalman Filter) [146], ki linearizira sistem glede na delovno točko preko izračuna vrednosti Jacobijeve matrike. Delovna točka je določena s trenutno srednjo vrednostjo in kovarianco.

Kalmanov filter v določenem trenutku na osnovi modela oceni stanja procesa, nato pa pridobi informacijo o stanju posodobitve na osnovi meritve. Na podlagi tega lahko enačbe KF razdelimo v dva sklopa: enačbe posodobitve na osnovi modela in enačbe posodobitve na osnovi meritev. Prvi sklop enačb skrbi za časovno projekcijo trenutnih stanj in oceno kovariance napake, ter s tem priskrbi *a priori* oceno za naslednji računski (časovni) korak. Drugi sklop enačb pa poskrbi za korekcijo: na podlagi meritev se ustrezno popravi *a priori* oceno ter tako pridobi izboljšano *a posteriori* oceno stanja.

Predpostavimo, da je naš opazovani proces opisan z vektorjem stanj \mathbf{x}_k , ki vsebuje nelinarne diferencialne enačbe

$$\mathbf{x}_{k} = \mathbf{f} \left(\mathbf{x}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, \mathbf{w}_{k-1} \right)$$
(2.22)

in vektorjem merjenih veličin \mathbf{z}_k

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{h} \left(\mathbf{x}_k, \mathbf{v}_k \right) \,. \tag{2.23}$$

Nelinearna funkcija **f** opisuje relacije med vektorjem stanj v časovnem koraku k in vektorjem stanj v prejšnjem časovnem koraku \mathbf{x}_{k-1} , vhodnim vektorjem \mathbf{u}_{k-1} in superponiranim šumom procesov \mathbf{w}_{k-1} . Funkcija **h** povezuje meritve \mathbf{z}_k s stanji in superponiranim merilnim šumom \mathbf{v}_k v časovnem koraku k.

V praksi je nemogoče oceniti vpliv šumov \mathbf{w}_k in \mathbf{v}_k v vsakem časovnem koraku. Zato uporabimo približek vektorja stanj $\bar{\mathbf{x}}_k$ in meritev $\bar{\mathbf{z}}_k$, pri čemer se predpostavlja proces in meritve brez šuma

$$\bar{\mathbf{x}}_{k} = \mathbf{f}\left(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, 0\right) \tag{2.24}$$

$$\bar{\mathbf{z}}_k = \mathbf{h}\left(\hat{\mathbf{x}}_k, 0\right) \,. \tag{2.25}$$

Vektorja $\hat{\mathbf{x}}_{k-1}$ in $\hat{\mathbf{x}}_k$ predstavljata *a posteriori* oceno stanj v prejšnjem oziroma trenutnem časovnem koraku.

Ce želimo oceniti proces, ki vsebuje nelinearne povezave, je potrebno najprej linearizirati sistem okoli približne ocene stanj (2.24) in (2.25):

$$\mathbf{x}_{k} = \bar{\mathbf{x}}_{k} + \mathbf{A} \left(\mathbf{x}_{k-1} - \hat{\mathbf{x}}_{k-1} \right) + \mathbf{W} \mathbf{w}_{k-1}$$
(2.26)

$$\mathbf{z}_{k} = \bar{\mathbf{z}}_{k} + \mathbf{H} \left(\mathbf{x}_{k} - \bar{\mathbf{x}}_{k} \right) + \mathbf{V} \mathbf{v}_{k} , \qquad (2.27)$$

kjer \mathbf{x}_k in \mathbf{z}_k predstavljata dejanska vektorja stanj in meritev. Naključni spremenljivki \mathbf{w}_k in \mathbf{v}_k predstavljata šum procesa in meritev. Predpostavljamo, da sta to medsebojno neodvisna bela šuma z normalno porazdelitvijo N

$$p(\mathbf{w}) \sim N(0, \mathbf{Q}) \tag{2.28}$$

$$p(\mathbf{v}) \sim N(0, \mathbf{R}) \,. \tag{2.29}$$

Za kovarianco šuma procesa \mathbf{Q} in kovarianco šuma meritev \mathbf{R} predpostavimo, da sta konstantni, čeprav sta v praksi lahko časovno spremenljivi. Matrika \mathbf{A} povezuje stanja v prejšnjem časovnem koraku k-1 s stanji v trenutnem časovnem koraku k. Določena je kot Jacobijeva matrika parcialnih odvodov funkcije \mathbf{f} glede na stanja \mathbf{x}

$$\mathbf{A}_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial f^{[i]}}{\partial x^{[j]}} \left(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, 0 \right) \,. \tag{2.30}$$

Indeksa i in j zgoraj desno se nanašata na položaj posameznega elementa v matriki \mathbf{A}_k , pri čemer i določa vrstico, j pa stolpec. Matrika \mathbf{W} predstavlja Jacobijevo matriko parcialnih odvodov funkcije \mathbf{f} glede na šum procesa \mathbf{w}

$$\mathbf{W}_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial f^{[i]}}{\partial w^{[j]}} \left(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, 0 \right) .$$
(2.31)

Povezava med stanji in meritvami je opisana z matriko \mathbf{H} , ki je določena z Jacobijevo matriko parcialnih odvodov funkcije \mathbf{h} glede na stanja \mathbf{x}_k

$$\mathbf{H}_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial h^{[i]}}{\partial x^{[j]}} \left(\bar{\mathbf{x}}_{k}, 0 \right) \,. \tag{2.32}$$

Matrika \mathbf{V} je Jacobijeva matrika parcialnih odvodov funkcije \mathbf{h} glede na šum procesa \mathbf{w}

$$\mathbf{V}_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial f^{[i]}}{\partial w^{[j]}} \left(\hat{\mathbf{x}}_{k}, 0 \right) \,. \tag{2.33}$$

V nadaljevanju definirajmo napako predikcije $\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{x}_k}$ kot razliko med pravo vrednostjo in oceno stanj

$$\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{x}_k} = \mathbf{x}_k - \bar{\mathbf{x}}_k \tag{2.34}$$

ter razliko meritev $\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{z}_k}$

$$\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{z}_k} = \mathbf{z}_k - \bar{\mathbf{z}}_k \,. \tag{2.35}$$

Glede na enačbi (2.34) in (2.35) lahko zapišemo sistem enačb, ki opisuje proces napake

$$\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{x}_k} \approx \mathbf{A} \left(\mathbf{x}_{k-1} - \hat{\mathbf{x}}_{k-1} \right) + \boldsymbol{\varepsilon}_k$$
(2.36)

$$\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{z}_k} \approx \mathbf{H}\bar{\mathbf{e}}_{\mathbf{x}_k} + \boldsymbol{\eta}_k$$
(2.37)

pri čemer $\pmb{\varepsilon}_k$ in $\pmb{\eta}_k$ predstavljata novi naključni spremenljivki, ki sta medsebojno neodvisni

$$p(\boldsymbol{\varepsilon}_k) \sim N(0, \mathbf{W} \mathbf{Q}_k \mathbf{W}^{\mathrm{T}})$$
 (2.38)

$$p(\boldsymbol{\eta}_k) \sim N(0, \mathbf{V}\mathbf{R}_k \mathbf{V}^{\mathrm{T}}).$$
 (2.39)

Enačbi (2.36) in (2.37) opisujeta linearni sistem. Za določitev ocene napake predikcije $\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{k}}$ lahko torej uporabimo dejansko razliko meritev $\hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{z}_{k}}$ ter linearni Kalmanov filter, kot je opisan v [93,146]

$$\hat{\mathbf{e}}_k = \mathbf{K}_k \hat{\mathbf{e}}_{\mathbf{z}_k} \,. \tag{2.40}$$

Matrika \mathbf{K}_k je t.i. Kalmanovo ojačenje, ki minimizira *a posteriori* kovarianco napake $\mathbf{P}_k = E\left[\mathbf{e}_k \mathbf{e}_k^{\mathrm{T}}\right]$. Minimizacija in izpeljava Kalmanovega ojačenja sta natančneje opisana v [147]. Izpeljava pokaže, da je Kalmanovo ojačenje določeno kot

$$\mathbf{K}_{k} = \bar{\mathbf{P}}_{k} \mathbf{H}_{k}^{\mathrm{T}} \left(\mathbf{H}_{k} \bar{\mathbf{P}}_{k} \mathbf{H}_{k}^{\mathrm{T}} + \mathbf{V}_{k} \mathbf{R}_{k} \mathbf{V}_{k}^{\mathrm{T}} \right)^{-1} .$$
(2.41)

Na podlagi (2.40) in (2.34) določimo *a posteriori* oceno stanj prvotnega sistema

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \bar{\mathbf{x}}_k + \hat{\mathbf{e}}_k \,. \tag{2.42}$$

Če združimo enačbi (2.40) in (2.42) ter upoštevamo relaciji (2.35) in (2.25) dobimo

$$\hat{\mathbf{x}}_{k} = \bar{\mathbf{x}}_{k} + \mathbf{K}_{k} \left(\mathbf{z}_{k} - \bar{\mathbf{z}}_{k} \right)$$
$$= \bar{\mathbf{x}}_{k} + \mathbf{K}_{k} \left(\mathbf{z}_{k} - \mathbf{h}(\hat{\mathbf{x}}_{k}, 0) \right) .$$
(2.43)

Ta enačba predstavlja popravek ocene stanj na podlagi razlike meritev. Uteževanje z ojačenjem \mathbf{K}_k si lahko predstavljamo kot določanje "zaupanja". Bolj, ko se kovarianca napake meritev približuje ničli, bolj zaupamo meritvi in manj predikciji merjenih veličin. Oziroma obratno, ko se kovarianca napake *a priori* ocene približuje ničli, manj zaupamo meritvi ter bolj predikciji meritev.

Enačbe razširjenega Kalmanovega filtra, ki zajemajo predikcijo, prestavljajo projekcijo ocene stanj in kovariance stanj glede na stanja in njihovo kovarianco v prejšnjem časovnem koraku k-1

$$\bar{\mathbf{x}}_{k} = \mathbf{f}\left(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, 0\right) \tag{2.44}$$

$$\bar{\mathbf{P}}_{k} = \mathbf{A}_{k} \mathbf{P}_{k-1} \mathbf{A}_{k}^{\mathrm{T}} + \mathbf{W}_{k} \mathbf{Q}_{k-1} \mathbf{W}_{k}^{\mathrm{T}}.$$
(2.45)

Posodobitev stanj na podlagi meritev oziroma korekcija prilagodi oceno stanja in kovariance na podlagi trenutnih merjenj \mathbf{z}_k

$$\mathbf{K}_{k} = \bar{\mathbf{P}}_{k} \mathbf{H}_{k}^{\mathrm{T}} \left(\mathbf{H}_{k} \bar{\mathbf{P}}_{k} \mathbf{H}_{k}^{\mathrm{T}} + \mathbf{V}_{k} \mathbf{R}_{k} \mathbf{V}_{k}^{\mathrm{T}} \right)^{-1}$$
(2.46)

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \bar{\mathbf{x}}_k + \mathbf{K}_k \left(\mathbf{z}_k - \mathbf{h}(\hat{\mathbf{x}}_k, 0) \right)$$
(2.47)

$$\mathbf{P}_k = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k) \,\bar{\mathbf{P}}_k \,. \tag{2.48}$$

Celoten rekurzivni postopek razširjenega Kalmanovega filtra je prikazan na sliki 2.11. Izračun se začne z upoštevanjem začetne ocene stanj in kovarianc napake. Začetno oceno, ki vpliva na hitrost konvergence Kalmanovega filtra, določi uporabnik.



začetna ocena $\mathbf{\hat{x}}_{0}$ in \mathbf{P}_{0}

Slika 2.11: Shema rekurzivnega izračuna razširjenega Kalmanovega filtra

2.3.3 Razširjeni Kalmanov filter z vključenim kinematičnim modelom

Za združevanje izmerjenih podatkov iz IME in znanih kinematičnih relacij smo implementirali EKF algoritem. Model združuje integracijo kotne hitrosti ter relaciji (2.10) in (2.21). V razvitem algoritmu za ocenjevanje orientacije posameznega segmenta je vektor stanj definiran kot

$$\mathbf{x}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{q}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{\dot{q}}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{\ddot{q}}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}, \qquad (2.49)$$

pri čemer ${}^{G}\dot{\mathbf{q}}$ in ${}^{G}\ddot{\mathbf{q}}$ predstavljata prvi in drugi časovni odvod kvaterniona ${}^{G}\mathbf{q}$. Funkcija \mathbf{f} , ki opisuje povezavo med stanji v k-1 in k-tem korakom, je sestavljena na naslednji način: $\mathbf{f}_{[1-3]}$ predstavlja časovno integracijo kotne hitrosti ${}^{S}\boldsymbol{\omega}$, $\mathbf{f}_{[4-6]}$ pa prenos kotnega pospeška v naslednji časovni korak. Časovna integracija kvaterniona ${}^{G}\mathbf{q}$ je opisana z $\mathbf{f}_{[7-10]}$, medtem ko $\mathbf{f}_{[11-14]}$ in $\mathbf{f}_{[15-18]}$ zajemata prvi in drugo časovni odvod kvaterniona ${}^{G}\mathbf{q}$ kot je to predstavljeno v [145]. Enačba (2.50) predstavlja združeno funkcijo \mathbf{f}

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_{[1-3]} \\ \mathbf{f}_{[4-6]} \\ \mathbf{f}_{[7-10]} \\ \mathbf{f}_{[11-14]} \\ \mathbf{f}_{[15-18]} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega} + {}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}\Delta t \\ {}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}} \\ {}^{G}\mathbf{q} + {}^{G}\dot{\mathbf{q}}\Delta t \\ \frac{1}{2}{}^{G}\mathbf{q}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ \frac{1}{2}{}^{G}\dot{\mathbf{q}}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ \frac{1}{2}{}^{G}\dot{\mathbf{q}}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} + \frac{1}{2}{}^{G}\boldsymbol{q}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}.$$
(2.50)

Časovna razlika med dvema zaporednima časovnima korakoma je označena z Δt . Indeksi v oglatih oklepajih nakazujejo posamezne elemente funkcije **f**.

Vektor meritev vsebuje vse merjene veličine: kotno hitrost ${}^{S}\omega$ in kotni pospešek ${}^{S}\dot{\omega}$, translacijski pospešek ${}^{S}\mathbf{a}$ in vektor magnetnega polja ${}^{S}\mathbf{B}$. Definiran je kot

$$\mathbf{z}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\mathbf{a}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} .$$
(2.51)

Funkcija \mathbf{h} opisuje povezave med merjenimi veličinami in stanji preko relacij (2.10) in (2.21). Podana je kot

$$\begin{bmatrix} \mathbf{h}_{[1-3]} \\ \mathbf{h}_{[4-6]} \\ \mathbf{h}_{[7-9]} \\ \begin{bmatrix} 0, \mathbf{h}_{[10-12]}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\mathbf{a}_{1} + {}^{S}\boldsymbol{\omega} \times ({}^{S}\boldsymbol{\omega} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1}) + {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1} - {}^{S}\mathbf{g} \\ {}^{G}\mathbf{q}^{*} \otimes [0, {}^{G}\mathbf{B}^{\mathrm{T}}]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q} \end{bmatrix} .$$
(2.52)

Vrednosti v oglatih oklepajih določajo posamezne elemente funkcije \mathbf{h} .

Algoritem za ocenjevanje orientacij je implementiran na podlagi enačb razširjenega Kalmanovega filtra, predstavljenega v poglavju 2.3.2. Matriki \mathbf{A}_k in \mathbf{H}_k sta Jacobijevi matriki parcialnih odvodov funkcij \mathbf{f} (2.50) in \mathbf{h} (2.52) glede na stanja \mathbf{x}_k , predstavljena v (2.49). Dimenzija matrike \mathbf{A}_k znaša [18 × 18], medtem ko je dimenzija matrike \mathbf{H} $[12 \times 18]$. Matrika \mathbf{Q}_k je diagonalna matrika, ki na diagonali vsebuje vrednosti ocenjenih vrednosti kovarianc šuma stanj

$$\mathbf{Q}_{k} = \boldsymbol{\sigma}_{S} \mathbf{I}_{[18 \times 18]} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\sigma}_{\omega} & \mathbf{0} & \cdots & \cdots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\sigma}_{\dot{\omega}} & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \boldsymbol{\sigma}_{q} & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \boldsymbol{\sigma}_{\dot{q}} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \cdots & \cdots & \mathbf{0} & \boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}} \end{bmatrix}_{[18 \times 18]}, \qquad (2.53)$$

pri čemer je matrika I enotska matrika. Kovariance šuma stanj so bile določene eksperimentalno na podlagi primerjave referenčnih meritev ter izhoda algoritma za ocenjevanje orientacij. Eksperimentalno določene vrednosti so sledeče:

$$\boldsymbol{\sigma}_{\omega} = 5 \times 10^{-11} [1 \ 1 \ 1]^{\mathrm{T}}
\boldsymbol{\sigma}_{\dot{\omega}} = 5 \times 10^{-6} [1 \ 1 \ 1]^{\mathrm{T}}
\boldsymbol{\sigma}_{q} = 3 \times 10^{-9} [1 \ 1 \ 1 \ 1]^{\mathrm{T}}
\boldsymbol{\sigma}_{\dot{q}} = 5 \times 10^{-12} [1 \ 1 \ 1 \ 1]^{\mathrm{T}}
\boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}} = 1 \times 10^{-3} [1 \ 1 \ 1 \ 1]^{\mathrm{T}}
\boldsymbol{\sigma}_{S} = \left[\boldsymbol{\sigma}_{\omega}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}}.$$
(2.54)

Matrika \mathbf{R}_k predstavlja matriko kovarianc šuma meritev. Je diagonalna matrika, ki na diagonali vsebuje vrednosti kovarianc šuma meritev.

$$\mathbf{R}_{k} = \boldsymbol{\psi}_{M} \mathbf{I}_{[12 \times 12]} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\psi}_{\omega} & \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\psi}_{\omega} & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \boldsymbol{\psi}_{a} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{0} & \boldsymbol{\psi}_{B} \end{bmatrix}_{[12 \times 12]} .$$
(2.55)

Diagonalne vrednosti so bile določene eksperimentalno za posamezen senzor na podlagi izmerjenih podatkov. Eksperimentalno dobljene vrednosti so sledeče:

$$\begin{split} \boldsymbol{\psi}_{\omega} &= 1 \times 10^{-7} \left[1 \ 1 \ 1 \right]^{\mathrm{T}} \\ \boldsymbol{\psi}_{\dot{\omega}} &= 5 \times 10^{-7} \left[1 \ 1 \ 1 \right]^{\mathrm{T}} \\ \boldsymbol{\psi}_{a} &= 1.5 \times 10^{-2} \left[1 \ 1 \ 1 \right]^{\mathrm{T}} \\ \boldsymbol{\psi}_{B} &= 1.5 \times 10^{-4} \left[1 \ 1 \ 1 \right]^{\mathrm{T}} \\ \boldsymbol{\psi}_{M} &= \left[\boldsymbol{\psi}_{\omega}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\psi}_{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\psi}_{q}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\psi}_{\dot{q}}^{\mathrm{T}} \right]^{\mathrm{T}} . \end{split}$$
(2.56)

Za Jacobijevi matriki procesa \mathbf{W}_k in meritev \mathbf{V}_k predpostavljamo, da sta konstantni. Kot taki sta predstavljeni z enotskima matrikama

$$\mathbf{W}_k = \mathbf{I}_{[18 \times 18]} \tag{2.57}$$

$$\mathbf{V}_k = \mathbf{I}_{[12 \times 12]} \,. \tag{2.58}$$

Tako določen sistem je primeren za implementacijo Kalmanovega filtra, kot je predstavljena v poglavju 2.3.2.

Opisana zasnova Kalmanovega filtra je namenjena ocenjevanju orientacije posameznega segmenta v večsegmentni serijski kinematični strukturi, na katerem je nameščena IME. Za uspešno delovanje algoritma je potrebno poznati translacijski pospešek središča sklepa, ki povezuje trenutni segment s prejšnjim. Rekurzivna metoda, ki obravnava segment za segmentom po postopku opisanem v poglavju 2.3.1, omogoča določitev orientacije poljubnega števila segmentov povezanih v kinematično verigo. Pri tem je potrebno poznati orientacijo prvega segmenta ali translacijski pospešek središča vpetja prvega segmenta. Če je prvi segment v stiku z nepremično podlago, kar nastopi v primeru hoje, ko je stopalo na tleh, lahko za pospešek vpetja predpostavimo, da je enak

$${}^{S}\mathbf{a}_{1,1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$
 (2.59)

Za sledeče segmente v verigi se pospešek središča sklepa ${}^{S}\mathbf{a}_{1,j}$ določi glede na kinematične relacije od (2.15) do (2.18).

Implementacija predstavljenega algoritma je računsko zahtevna. Algoritem tvori 47 200 seštevanj in 51 026 množenj, skupaj 98 226 operacij. Razvojna plošča STM32F4-Discovery (STMicroeletronics, Ženeva, Švica) z 32-bitnim ARM Cortex-M4 mikroprocesorjem s taktom delovanja 168 MHz predstavlja cenovno dosegljiv razvojni vgrajeni sistem. Procesor vsebuje tudi enoto za računanje s plavajočo vejico (FPU, angl. Floating Point Unit), ki omogoča izvedbo računanja s plavajočo vejico (poravnava števil, operacija, zaokroževanje in predstavitev rezultatov) v enem ciklu. Ocenjujemo, da bi izvajanje ene iteracije algoritma za ocenjevanje orientacije na tej razvojni plošči trajalo $0,58 \text{ ms} (\approx 1,7 \text{ kHz})$. Ta ocena nakazuje, da je algoritem primeren za izračunavanje v realnem času pri frekvenci osveževanja 100 Hz. Frekvenca predstavlja zadovoljivo hitrost osveževanja podatkov tako za merjenje človeškega gibanja kot tudi za povratnozančne sisteme.

2.4 Implementacija algoritma senzornega združevanja za merjenje človeškega gibanja

Za merjenje kinematičnih parametrov človeškega gibanja smo človeško telo modelirali s sedmimi segmenti: levo in desno stopalo, goleni in stegni ter združen segment truproke-glava (TRG). Med hojo je vsaj ena noga v kontaktu s tlemi, pri vstajanju pa sta v kontaktu s tlemi obe nogi. Pri hoji se izmenjujeta faza zamaha in faza opore. V fazi opore je stopalo v kontaktu s tlemi, pri čemer predpostavimo, da je pospešek prijemališča reakcijske sile pod stopalom (pospešek točke vpetja) enak nič (2.59). Za nogo, ki je kontaktu s tlemi, v fazi opore predpostavimo, da je prvi segment v kinematični verigi, ki modelira človeško telo. Med hojo se vloga prvega segmenta izmenjuje med levo in desno nogo, pri vstajanju, kjer sta v dotiku s tlemi obe nogi ves čas, pa za prvi segment izberemo dominantno nogo.



Slika 2.12: Postavitev koordinatnih sistemov segmentov (slika a) ter smeri izračuna rekurzivnega algoritma za določitev orientacije segmentov: b) smer izračunavanja desnolevo in c) smer izračunavanja levo-desno. Vektorji **r** opisujejo namestitev IME na segmentih.

Rekurzivni algoritem je sestavljen iz sedmih posameznih EKF, za vsak segment eden. Položaji koordinatnih sistemov posameznih segmentov so predstavljeni na sliki 2.12a. Za primer hoje sta definirani dve smeri izračuna algoritma. Ko je v fazi opore desna noga, poteka izračun v smeri desno-levo (smer DL), kot je prikazano na sliki 2.12b: 1) desno stopalo, 2) desna golen, 3) desno stegno, 4) TRG segment, 5) levo stegno, 6) leva golen in 7) levo stopalo. V primeru, ko je v fazi opore leva noga, se smer izračuna obrne od leve noge proti desni nogi (smer LD, slika 2.12c). Z zamenjavo smeri računa se obrne tudi smer vektorjev, ki opisujejo položaje IME nameščenih na segmentih.

Trenutek preklopa med LD in DL smerjo je določen s trenutkom prenosa noge iz faze opore v fazo zamaha. Pri hoji je v trenutku izgube stika zadnje noge s tlemi sprednja noga že na tleh. S tako izbranim preklopom se izognemo zajemu pojemka, ki nastane zaradi udarca noge ob tla in bi moteče vplival na kakovost ocenjene orientacije. Medtem ko je prvi segment v fazi opore, se točka središča kontakta pod stopalom premika v smeri od pete proti prstom. Za točko središča kontakta predpostavimo, da je točka z ničelnim pospeškom. Pozicijo središčne točke kontakta, ki je tudi prijemališče reakcijske sile pod stopalom (točka COP), izračunamo na podlagi meritev z merilnimi vložki. Iz znane pozicije COP $\mathbf{p}_{COP} = [p_{COP,x} \ p_{COP,y} \ p_{COP,z}]^{\mathrm{T}}$ in višine nameščene IME na stopalu ^S h_j se določi vektor ^S $\mathbf{r}_{1,1}$ oziroma ^S $\mathbf{r}_{2,7}$, ki kaže od podplata do IME

$${}^{S}\mathbf{r}_{1,1} = \begin{bmatrix} {}^{S}p_{COP,x} & {}^{S}h_{1} & {}^{S}p_{COP,z} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$
(2.60)

Podobno kot v (2.60) določimo tudi vektor ${}^{S}\mathbf{r}_{2,7}$, ki ga izračunamo, ko je leva noga v kontaktu s tlemi.

2.4.1 Določitev kinematičnih parametrov

Iz določenih orientacij posameznih segmentov določimo kote v sklepih. Kot v sklepu je definiran kot razlika orientacij dveh sosednjih segmentov, ki sta povezana s tem sklepom. Na sliki 2.13 sta predstavljena dva segmenta z znanima orientacijama ${}^{G}\mathbf{q}_{j}$ in ${}^{G}\mathbf{q}_{j+1}$. Razlika med orientacijama je podana z rezultančnim kvaternionom, ki opisuje orientacijo segmenta j + 1 glede na segment j

$${}^{j}\mathbf{q}_{j+1} = {}^{G}\mathbf{q}_{j}^{*} \otimes {}^{G}\mathbf{q}_{j+1} \,. \tag{2.61}$$

Pri tem velja poudariti, da ni potrebno, da sta orientaciji segmentov podani v globalnem koordinatnem sistemu. Zadosten pogoj je, da sta obe orientaciji podani



Slika 2.13: Kot med dvema sosednjima segmentoma je opisan z razliko orientacij segmentov ${}^{j}\mathbf{q}_{i+1}$.

v istem koordinatnem sistemu. Iz komponent kvaterniona ${}^{j}\mathbf{q}_{j+1} = [q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3]^{\mathrm{T}}$ določimo Eulerjeve kote:

$$\begin{bmatrix} \theta_X \\ \theta_Y \\ \theta_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \operatorname{atan2}\left(2\left(q_0q_1 + q_2q_3\right), 1 - 2\left(q_1^2 + q_2^2\right)\right) \\ \operatorname{arcsin}\left(2\left(q_0q_2 - q_3q_1\right)\right) \\ \operatorname{atan2}\left(2\left(q_0q_3 + q_1q_2\right), 1 - 2\left(q_2^2 + q_3^2\right)\right) \end{bmatrix}.$$
 (2.62)

Eulerjevi koti so izraženi glede na osi koordinatnega sistema *j*-tega segmenta.

Za določitev kinematičnih parametrov človeškega gibanja smo izbrali segmente, ki določajo ustrezne kote. Ob uporabi sedemsegmentnega modela človeka, kot je predstavljen na sliki 2.14, smo definirali sledeče pare:

• razlika orientacij med stopalom in golenjo \mathbf{q}_{GL} opisuje kot v gležnju

$$\mathbf{q}_{GL} = {}^{G} \mathbf{q}_{\text{STOPALO}}^{*} \otimes {}^{G} \mathbf{q}_{\text{GOLEN}} \,, \tag{2.63}$$

• razlika orientacij med golenjo in stegnom \mathbf{q}_{KL} opisuje kot v kolenu

$$\mathbf{q}_{KL} = {}^{G} \mathbf{q}_{\text{GOLEN}}^{*} \otimes {}^{G} \mathbf{q}_{\text{STEGNO}} , \qquad (2.64)$$



Slika 2.14: Koti v sklepih pri človeku so opisani z razliko orientacij dveh sosednjih segmentov.

• razlika orientacij med stegnom in TRG segmentom \mathbf{q}_{KK} opisuje kot v kolku

$$\mathbf{q}_{KK} = {}^{G} \mathbf{q}_{\text{STEGNO}}^{*} \otimes {}^{G} \mathbf{q}_{\text{TRG}} \,. \tag{2.65}$$

Iz znanih kotov v sklepih ter dolžin segmentov smo določili položaje sklepov in težišč segmentov.

2.5 Kompenzacija magnetnih motenj

V vsakdanjem življenju smo obkroženi s predmeti, ki predstavljajo motnje zemeljskega magnetnega polja. Predmeti iz magnetnih materialov, kot so na primer razni železni stoli, mize, ograje, lahko spremenijo smer magnetnega polja. Dodatni vir magnetnega polja pa lahko predstavlja električna napeljava in gospodinjski aparati. Amplituda magnetnega polja, izmerjena na polnem avtomobilskem parkirišču, se je spreminjala od $|^{I}\mathbf{B}| = 0.8|\mathbf{B}_{Z}|$ do $1.4|\mathbf{B}_{Z}|$, v dvigalu pa od $|^{I}\mathbf{B}| = 0.03|\mathbf{B}_{Z}|$ do $1.1|\mathbf{B}_{Z}|$. Ne glede na to, ali ti predmeti predstavljajo pasivno ali aktivno motnjo magnetnega polja, pomembno vplivajo na natančnost ocenjevanja orientacije z uporabo IME saj zemeljsko magnetno polje določa eno od osi globalnega koordinatnega sistema. Z namenom zmanjšanja vpliva magnetnih motenj na oceno orientacije smo razviti algoritem za ocenjevanje orientacije nadgradili s kompenzacijo magnetnih motenj.

Kot je opisano že v poglavju 2.3.1, je pri ocenjevanju orientacije najprej potrebno določiti globalni koordinatni sistem (glej (2.20)). Glede na globalni koordinatni sistem določimo začetno orientacijo segmenta, na katerem je nameščena IME. Iz znane orientacije ter z izmerjenim magnetnim poljem ${}^{S}\mathbf{B}_{0}$, izraženim v koordinatnem sistemu segmenta, lahko določimo magnetno polje v globalnem koordinatnem sistemu (glej enačbo (2.19) in levo stran slike 2.15). Če v trenutku inicializacije ni prisotnih magnetnih motenj, predvidevamo, da je izmerjeno magnetno polje, transformirano v globalni koordinatni sistem, enako zemeljskemu magnetnemu polju ${}^{G}\mathbf{B} = \mathbf{B}_{Z}$.



Slika 2.15: IME v različnih časovnih korakih v magnetnem polju brez motenj. Globalno magnetno polje ${}^{G}\mathbf{B}_{0}$, določeno v k = 0, predstavlja referenčni vektor za določevanje orientacij v sledečih časovnih korakih. KS označuje koordinatni sistem.

Magnetno polje izraženo v globalnem koordinatnem sistemu, ki je določeno pri inicializaciji, uporabimo pri določevanju orientacije v naslednjih korakih glede na (2.21). V vsaki orientaciji segmenta \mathbf{q} se lahko izmerjenemu magnetnemu polju ^SB določi pripadajoče magnetno polje izraženo v globalnem koordinatnem sistemu. Kolikor v okolici ni magnetnih motenj, je izmerjeno magnetno polje, transformirano v globalni koordinatni sistem, konstantno v vsakem časovnem koraku, kar nakazuje relacija

$${}^{G}\mathbf{B}_{0} = {}^{G}\mathbf{B}_{k-1} = {}^{G}\mathbf{B}_{k} \,. \tag{2.66}$$

Opisana situacija je prikazana na desnem delu slike 2.15. Vektor izmerjenega magnetnega polja ^SB se v časovnih korakih vedno zaključi v isti točki, definirani v globalnem koordinatnem sistemu (^G \mathbf{B}_0). Kolikor se pojavi magnetna motnja ${}^{G}\mathbf{B}_{D,k}$, orientacija opisana s kvaternionom \mathbf{q}_{k} ne povezuje več izmerjenega magnetnega polja ${}^{S}\mathbf{B}_{k}$ in globalnega magnetnega polja ${}^{G}\mathbf{B}_{0}$. Na sliki 2.16 so prikazane relacije med izmerjenim in globalnim magnetnim poljem ter orientacijami v različnih situacijah: med inicializacijo, ko je IME v magnetnem polju brez motenj ter ko je IME v magnetnem polju z motnjami. Kot prikazuje slika, je v času motnje globalno magnetno polje ${}^{G}\mathbf{B}_{k}$, ki sovpada z izmerjenim magnetnim poljem ${}^{S}\mathbf{B}_{k}$, zarotiranim za \mathbf{q}_{k} , vsota začetnega globalnega magnetnega polja in magnetne motnje



 ${}^{G}\mathbf{B}_{k} = {}^{G}\mathbf{B}_{0} + {}^{G}\mathbf{B}_{D,k}.$

Slika 2.16: IME v različnih situacijah v magnetnem polju brez in z magnetnimi motnjami. Skica tuljave predstavlja magnetno motnjo. Globalno magnetno polje, ki sovpada z merjenim magnetnim poljem ${}^{S}\mathbf{B}_{k}$ v času motnje, je kombinacija globalnega magnetnega polja v času inicializacije ${}^{S}\mathbf{B}_{0}$ in magnetne motnje ${}^{S}\mathbf{B}_{D,k}$.

Spreminjanje magnetne motnje v časovnih korakih modeliramo z integracijo kot

$${}^{G}\mathbf{B}_{D,k} = {}^{G}\mathbf{B}_{D,k-1} + {}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D,k}\Delta t, \qquad (2.68)$$

pri čemer ${}^{G}\mathbf{B}_{D,k-1}$ predstavlja motnjo v prejšnjem časovnem koraku k-1, Δt pa dolžino časovnega koraka. Produkt ${}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D,k}\Delta t$ opisuje spremembo magnetnega polja v času med korakoma k-1 in k. Sprememba je definirana z

$${}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D,k}\Delta t = {}^{G}\mathbf{B}_{k} - {}^{G}\mathbf{B}_{k-1}.$$

$$(2.69)$$

Globalno magnetno polje ${}^{G}\mathbf{B}_{k-1}$ določimo iz izmerjenega magnetnega polja ${}^{S}\mathbf{B}_{k-1}$ in znane orientacije \mathbf{q}_{k-1} v prejšnjem časovnem koraku k-1

$$\left[0, {}^{G}\mathbf{B}_{k-1}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} = \mathbf{q}_{k-1} \otimes \left[0, {}^{S}\mathbf{B}_{k-1}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \otimes \mathbf{q}_{k-1}^{*}.$$

$$(2.70)$$

Podobno izrazimo tudi vektor magnetnega polja, ki sovpada z merjenim poljem v časovnem korakuk

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{B}_{k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = \tilde{\mathbf{q}}_{k} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}_{k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes \tilde{\mathbf{q}}_{k}^{*}, \qquad (2.71)$$

pri čemer $\mathbf{\tilde{q}}_k$ predstavlja oceno trenutne orientacije. Le-to modeliramo kot vsoto prejšnje orientacije \mathbf{q}_{k-1} in spremembe orientacije med dvema časovnima korakoma $\Delta \mathbf{q}_k$, kot je prikazano na sliki 2.16

$$\tilde{\mathbf{q}}_k = \mathbf{q}_{k-1} + \Delta \mathbf{q}_k \,. \tag{2.72}$$

Spremembo orientacije v enem časovnem koraku izračunamo iz znane kotne hitrosti

$$\Delta \mathbf{q}_{k} = \frac{1}{2} \mathbf{q}_{k-1} \otimes \left[0, {}^{S} \boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \right]^{\mathrm{T}} \Delta t \,.$$
(2.73)

Vektor ${}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}$ predstavlja izmerjeno kotno hitrost v časovnem koraku k. Ocena trenutne orientacije $\tilde{\mathbf{q}}_{k}$ je tako opisana z

$$\tilde{\mathbf{q}}_{k} = \mathbf{q}_{k-1} + \frac{1}{2} \mathbf{q}_{k-1} \otimes \left[0, {}^{S} \boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \Delta t \,.$$
(2.74)

Z združitvijo enač
b (2.70), (2.71), (2.74) in (2.69) dobimo zapis, ki opisuje spremembo motnje magnetnega polja v časovnem korak
u Δt

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D,k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \Delta t = \left(\mathbf{q}_{k-1} + \mathbf{q}_{k-1} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \frac{\Delta t}{2} \right) \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}_{k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes \left(\mathbf{q}_{k-1} + \mathbf{q}_{k-1} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \frac{\Delta t}{2} \right)^{*} - \mathbf{q}_{k-1} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{S}\mathbf{B}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes \mathbf{q}_{k-1}^{*}. \quad (2.75)$$

Izpeljana relacija je uporabljena za ocenjevanje magnetne motnje v enačbi (2.68). Enačba (2.21), ki opisuje povezavo med izmerjenim in v začetku določenim globalnim magnetnim poljem, je tako nadgrajena z upoštevanjem magnetne motnje

$$\left[0, {}^{S}\mathbf{B}_{k}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} = \mathbf{q}_{k}^{*} \otimes \left[0, {}^{G}\mathbf{B}_{0}^{\mathrm{T}} + {}^{G}\mathbf{B}_{D,k}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \otimes \mathbf{q}_{k} \,.$$
(2.76)

2.5.1 Algoritem senzorne integracije s kompenzacijo magnetnih motenj

Kompenzacija magnetnih motenj predstavlja nadgradnjo razširjenega Kalmanovega filtra z vključenim kinematičnim modelom, predstavljenega v poglavju 2.4. Obstoječemu vektorju stanj \mathbf{x}_k sta dodani dve novi stanji: magnetna motnja ${}^{G}\mathbf{B}_{D}$ in sprememba magnetne motnje ${}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D}$

$$\mathbf{x}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{q}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{\dot{q}}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{\ddot{q}}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{B}_{D,k}^{\mathrm{T}} & {}^{G}\mathbf{\dot{B}}_{D,k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$
(2.77)

Funkcija **f** je razširjena z dodatnimi elementi $\mathbf{f}_{[19-21]}$, ki predstavljajo enačbo (2.68), in elementi $\mathbf{f}_{[22-24]}$, ki predstavljajo enačbo (2.75)

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_{[1-3]} \\ \mathbf{f}_{[4-6]} \\ \mathbf{f}_{[7-10]} \\ \mathbf{f}_{[11-14]} \\ \mathbf{f}_{[15-18]} \\ \mathbf{f}_{[19-21]} \\ \mathbf{f}_{[22-24]} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega} + {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}\Delta t \\ {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}} \\ {}^{G}\mathbf{q} + {}^{G}\dot{\mathbf{q}}\Delta t \\ {}^{1}\underline{2}{}^{G}\mathbf{q}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ {}^{1}\underline{2}{}^{G}\mathbf{q}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ {}^{1}\underline{2}{}^{G}\dot{\mathbf{q}}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} + {}^{1}\underline{2}{}^{G}\boldsymbol{q}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}^{\mathrm{T}}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ {}^{G}\mathbf{B}_{D,k-1} + {}^{G}\dot{\mathbf{B}}_{D,k-1}\Delta t \\ \left(\left(\mathbf{q}_{k-1} + \mathbf{q}_{k-1}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \frac{1}{2}\Delta t \right) \otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\mathbf{B}_{k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes (\mathbf{q}_{k-1} + \mathbf{q}_{k-1}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ \mathbf{q}_{k-1}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \frac{1}{2}\Delta t \end{pmatrix}^{*} - \mathbf{q}_{k-1}\otimes \begin{bmatrix} 0, \ {}^{S}\mathbf{B}_{k-1}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes \mathbf{q}_{k-1}^{*} \right) \Delta t^{-1} \end{bmatrix}$$

$$(2.78)$$

Vektor meritev \mathbf{z}_k vključuje vse merjene veličine. Ker IME ni bila razširjena z novimi senzorji, ta vektor ostaja enak

$$\mathbf{z}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\mathbf{a}^{\mathrm{T}} & {}^{S}\mathbf{B}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} .$$
(2.79)

V funkciji **h**, ki vključuje povezave med merjenimi veličinami in stanji, je relacija $\mathbf{h}_{[10-12]}$ nadomeščena z enačbo (2.76), ki za razliko od (2.21) upošteva magnetno motnjo. Skupna funkcija **h** se glasi

$$\begin{bmatrix} \mathbf{h}_{[1-3]} \\ \mathbf{h}_{[4-6]} \\ \mathbf{h}_{[7-9]} \\ \begin{bmatrix} 0, \mathbf{h}_{[10-12]}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\boldsymbol{\omega} \\ {}^{S}\mathbf{a}_{1} + {}^{S}\boldsymbol{\omega} \times ({}^{S}\boldsymbol{\omega} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1}) + {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}} \times {}^{S}\mathbf{r}_{1} - {}^{S}\mathbf{g} \\ {}^{G}\mathbf{q}^{*} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{G}\mathbf{B}_{0}^{\mathrm{T}} + c_{E,k}{}^{G}\mathbf{B}_{D,k}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q} \end{bmatrix} .$$
(2.80)

Pri modelu magnetne meritve $\mathbf{h}_{[10-12]}$ je dodan še parameter $c_{E,k}$, ki omogoča vklop oziroma izklop kompenzacije magnetne motnje. Parameter $c_{E,k}$ lahko zaseda diskretni stanji $c_{E,k} \in \{0, 1\}$. Vrednost parametra je določena na podlagi amplitude magnetnega polja $|{}^{S}\mathbf{B}_{k}|$, kot to določata spodnji pravili:

$$c_{E,k} = \begin{cases} 0; |^{S} \mathbf{B}_{k}| \in \left[|^{G} \mathbf{B}_{0}| \pm 0.1|^{G} \mathbf{B}_{0}|\right] & kompenzacija \ izklopljena, \\ 1; \ ostalo & kompenzacija \ vklopljena. \end{cases}$$
(2.81)

Algoritem za kompenzacijo magnetnih motenj je vklopljen ($c_{E,k} = 1$), ko se amplituda izmerjenega magnetnega polja $|{}^{S}\mathbf{B}_{k}|$ razlikuje od amplitude začetnega magnetnega polja $|{}^{G}\mathbf{B}_{0}|$ za več kot 10 %. Zaradi dveh dodatnih stanj se poveča velikost Jacobijeve matrike \mathbf{A}_k na $[24 \times 24]$. Dodatno je bilo potrebno določiti tudi kovarianci šuma za ti dve stanji; optimalne vrednosti kovarianc so bile eksperimentalno določene kot

$$\boldsymbol{\sigma}_{B_D} = 1 \times 10^{-3} \begin{bmatrix} 1 \ 1 \ 1 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$$

$$\boldsymbol{\sigma}_{\dot{B}_D} = 1 \times 10^{1} \begin{bmatrix} 1 \ 1 \ 1 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$$

$$\boldsymbol{\sigma}_{S} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\sigma}_{\omega}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\dot{\omega}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{q}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\dot{q}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\ddot{q}}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{B_D}^{\mathrm{T}} \ \boldsymbol{\sigma}_{\dot{B}_D}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$

$$(2.82)$$

Nova stanja so upoštevana tudi v diagonalni matriki kovarianc šuma stanj \mathbf{Q}_k

$$\mathbf{Q}_{k} = \boldsymbol{\sigma}_{S} \mathbf{I}_{[24 \times 24]} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\sigma}_{\omega} & \mathbf{0} & \cdots & \cdots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\sigma}_{\dot{\omega}} & \ddots & & \vdots \\ \vdots & \ddots & \boldsymbol{\sigma}_{q} & & & \\ & & & \boldsymbol{\sigma}_{\dot{q}} & \ddots & \vdots \\ \vdots & & & \ddots & \boldsymbol{\sigma}_{B_{D}} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \cdots & & \cdots & \mathbf{0} & \boldsymbol{\sigma}_{\dot{B}_{D}} \end{bmatrix}_{[24 \times 24]}$$
(2.83)

Zaradi sprememb v funkciji **h** je potrebno ponovno določiti Jacobijevo matriko \mathbf{H}_k . Ker pa se število merjenih veličin ni spremenilo, ostane velikost \mathbf{H}_k matrike enaka [18 × 18]. Nespremenjena ostane tudi diagonalna matrika kovarianc merilnega šuma \mathbf{R}_k z istimi parametri kovarianc, kot so določene v enačbi (2.56).

Nadgrajeni EKF z vključeno kompenzacijo magnentih motenj je razvit za senzorno združevanje signalov v smislu ocenjevanja orientacije segmentov, kot je to prikazano v poglavju 2.4. Pri izvedbi Kalmanovega filtra še vedno velja pogoj, da je potrebno poznati orientacijo prvega segmenta ali njegov translacijski pospešek središča vpetja. Predlagana metoda ocenjevanja orientacij s kompenzacijo magnetnih motenj je primerna za uporabo v vsakdanjih situacijah, kjer ni možno zagotoviti odsotnosti virov magnetnih motenj. Zaradi dodane magnetne kompenzacije se poveča kompleksnost in računska potratnost sistema: skupno število seštevanj in odštevanj se je v primerjavi z algoritmom brez kompenzacije podvojilo na 91 941, število množenj in deljenj pa je naraslo na 102 308. Skupno algoritem tvori 194 249 operacij. Ocenjujemo, da bi implementacija algoritma na razvojni plošči STM32F4-Discover, predstavljeni v poglavju 2.3.3, za izračun ene iteracije pri taktu procesorja 168 MHz porabila 1,16 ms, kar bi omogočilo delovanje z maksimalno frekvenco 860 Hz. Navkljub povečani kompleksnosti algoritma je le-ta primeren za izračunavanje v realnem času pri frekvenci osveževanja

100 Hz. Poleg spremljanja gibanja človeka je tak algoritem primeren tudi za analizo gibanja serijskih mehanizmov v okolju, kjer zaradi izraženih magnetnih motenj ni možno ocenjevanje orientacij s klasičnimi oblikami senzornega združevanja.

2.6 Analiza dinamike gibanja

Analiza dinamike gibanja osebe vključuje določitev obremenitev v sklepih. Navore, ki delujejo v sklepih, določimo s preračunom inverznega dinamičnega problema za mišično-skeletni sistem med gibanjem. Za izračun navora, ki deluje med dvema togima telesoma, moramo poznati kinematiko gibanja obeh teles ter sile, ki na telesi delujejo. Pri obravnavi človeka le-tega modeliramo s sedmimi segmenti, kot je prikazano na sliki 2.9. Pri modelu upoštevamo, da so segmenti toga telesa povezana z idealiziranimi sklepi, ki se stikajo v eni točki.

Gibanje večsegmentnega sistema togih teles obravnava Newton-Eulerjeva dinamična analiza [148]. Enačbe opisujejo tako translacijsko kot rotacijsko gibanje posameznega segmenta. Analiza temelji na ravnotežju sil in navorov

$$\sum{}^{G}\mathbf{F} = \frac{\mathrm{d}\left(m^{G}\mathbf{v}_{c}\right)}{\mathrm{d}t} \tag{2.84}$$

$$\sum{}^{G}\mathbf{M} = \frac{\mathrm{d}\left({}^{G}\mathbf{I}^{G}\boldsymbol{\omega}\right)}{\mathrm{d}t},\qquad(2.85)$$

pri čemer sta $\sum {}^{G}\mathbf{F}$ in $\sum {}^{G}\mathbf{M}$ vsoti vseh sil in navorov, ki delujejo na togo telo, desni strani enačb pa opisujeta spremembo gibalne (2.84) oziroma vrtilne količine (2.85). Masa telesa m, hitrost gibanja težišča telesa ${}^{G}\mathbf{v}$, vztrajnostni tenzor ${}^{G}\mathbf{I}$ ter vektor kotnih hitrosti ${}^{G}\boldsymbol{\omega}$ so izraženi v globalnem koordinatnem sistemu, zaradi česar je vztrajnostni tenzor ${}^{G}\mathbf{I}$ časovno spremenljiv. Enačbi (2.84) in (2.85) predstavljata osnovo za rekurzivno obravnavo sil in navorov večsegmentnega mehanizma, pri čemer za vsak segment posebej opišemo dinamično ravnovesje sil in navorov. Medsebojni učinki v sklepih med segmenti se obravnavajo na podlagi III. Newtonovega zakona, ki pravi, da ima vsaka akcija za posledico nasprotno usmerjeno reakcijo.

Na sliki 2.17 so predstavljene veličine in parametri, ki so potrebni za opis ravnovesnega stanja *j*-tega segmenta. Vse veličine so izražene v koordinatnem sistemu segmenta, ki je postavljen v težišču segmenta. S transformacijo vseh veličin v lokalni koordinatni sistem v enačbi (2.85) nastopa vztrajnostni tenzor ^SI, ki je konstanten.


Slika 2.17: Grafična predstavitev sil \mathbf{F} in navorov \mathbf{M} , ki delujejo na *j*-ti segment v večsegmentnem sistemu. Vse veličine so izražene v koordinatnem sistemu segmenta. Zaradi preglednosti slike je indeks *S* zgoraj levo izpuščen.

Glede na sliko 2.17 razvijemo enačbo, ki opisuje ravnotežje sil

$${}^{S}\mathbf{F}_{j} - {}^{S}\mathbf{F}_{j+1} + {}^{S}\mathbf{F}_{E} + m_{j}{}^{S}\mathbf{g}_{j} = m_{j}{}^{S}\mathbf{a}_{C,j}$$
(2.86)

in enačbo, ki opisuje ravnotežje navorov

$${}^{S}\mathbf{M}_{j} - {}^{S}\mathbf{M}_{j+1} + {}^{S}\mathbf{r}_{C1,j} \times {}^{S}\mathbf{F}_{j} - {}^{S}\mathbf{r}_{C2,j} \times {}^{S}\mathbf{F}_{j+1} + {}^{S}\mathbf{r}_{CE,j} \times {}^{S}\mathbf{F}_{E} = {}^{S}\mathbf{I}_{j}{}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{j} + {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times \left({}^{S}\mathbf{I}_{j}{}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j}\right) .$$

$$(2.87)$$

Vektor ${}^{S}\mathbf{F}_{j}$ predstavlja silo, ki jo izvaja j - 1 segment na j-ti segment v sklepu, ki povezuje oba segmenta. Sila, ki jo izvaja i-ti segment na j + 1 segment, je označena z ${}^{S}\mathbf{F}_{j+1}$. Zaradi zakona o akciji-reakciji, je ta sila predznačena negativno. Določena je kot sila, ki deluje na j + 1 segment, izražena v koordinatnem sistemu j-tega segmenta

$$\left[0, {}^{S}\mathbf{F}_{j+1}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} = {}^{j}\mathbf{q}_{j+1} \otimes \left[0, {}^{S,j+1}\mathbf{F}_{j+1}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{j}\mathbf{q}_{j+1}^{*}, \qquad (2.88)$$

pri čemer kvaternion ${}^{j}\mathbf{q}_{j+1}$ opisuje orientacijo segmenta j + 1 v koordinatnem sistemu segmenta j. Podobno vektor ${}^{S}\mathbf{F}_{E}$ predstavlja vektor zunanjih sil, ki delujejo na j-ti segment. Zunanje sile so običajno izmerjene glede na globalni koordinatni sistem, zato jih pretvorimo v lokalni koordinatni sistem

$$\left[0, {}^{S}\mathbf{F}_{E}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} = {}^{G}\mathbf{q}_{j}^{*} \otimes \left[0, {}^{G}\mathbf{F}_{j}^{\mathrm{T}}\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{G}\mathbf{q}_{j} \,.$$

$$(2.89)$$

Skalar m_j predstavlja maso segmenta, vektor ${}^{S}\mathbf{a}_{C,j}$ pa je vektor translacijskega pospeška težišča segmenta. Produkt mase in pospeška predstavlja vztrajnostno stran ravnotežne enačbe sil.

Navor ${}^{S}\mathbf{M}_{j}$ je navor, ki ga izvaja j - 1 segment na j-ti segment v medsebojnem sklepu, ${}^{S}\mathbf{M}_{j+1}$ pa je navor, ki ga izvaja segment j na naslednji segment j + 1. Ta navor je transformiran iz koordinatnega sistema j + 1 segmenta v koordinatni sistem j-tega segmenta, kot to prikazuje enačba (2.88). Pri ravnotežni enačbi za navore je potrebno upoštevati še navore, ki jih generirajo sile ${}^{S}\mathbf{F}_{j}$, ${}^{S}\mathbf{F}_{j+1}$ in ${}^{S}\mathbf{F}_{E}$ z delovanjem na določeni ročici. Ročice so določene kot vektorja $\mathbf{r}_{C1,j}$ in $\mathbf{r}_{C2,j}$, ki povezujeta središča sklepov s težiščem segmenta ter vektor $\mathbf{r}_{CE,j}$, ki povezuje prijemališče zunanje sile ter težišče segmenta. Desna stran ravnotežne enačbe za navore (2.87) opisuje vztrajnostni navor, ki deluje na segment. Gravitacijska sila $m_{j}{}^{S}\mathbf{g}_{j}$ na segment ne povzroča navora, saj je njeno prijemališče v težišču segmenta, kar pomeni, da deluje z ročico nič.

Rekurzivni postopek Newton-Eulerjeve inverzne dinamične analize ločeno obravnava segment za segmentom od začetnega do končnega segmenta. Za uspešno izvedbo je potrebno poznati sledeče veličine:

- zunanje sile ${}^{S}\mathbf{F}_{E}$ na segment ter njihova prijemališča ${}^{S}\mathbf{r}_{CE,j}$,
- pozicijo in translacijski pospešek težišča segmenta ${}^{S}\mathbf{a}_{c,j}$,
- orientacijo ${}^{G}\mathbf{q}_{j},$ kotno hitrost ${}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j}$ in kotni pospešek ${}^{S}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{j}$ segmenta,
- maso j-tega segmenta m_j ter položaje središč sklepov ${}^{S}\mathbf{r}_j$ in ${}^{S}\mathbf{r}_{j+1}$,
- vztrajnostni tenzor segmenta ${}^{S}\mathbf{I}_{j}$ ter
- sile ${}^{S}\mathbf{F}_{j}$ in navore ${}^{S}\mathbf{M}_{j}$, ki delujejo v sosednjem sklepu.

Kinematični parametri gibanja in zunanje sile so določeni neposredno z meritvami. Ker je človek pri gibanju z nogami v kontaktu s tlemi, smo za merjenje zunanjih sil ter njihovega prijemališča uporabili merilne vložke. Kolikor bi oseba bila v dotiku z okolico še s kakšnim drugim delom telesa (primer dotika stegna s stolom pri sedenju, uporaba opore pri hoji), je potrebno merilni sistem nadgraditi z ustreznimi senzorji sil za določitev interakcije. Kotno hitrost ${}^{S}\omega_{j}$ in njen časovni odvod ${}^{S}\dot{\omega}_{j}$ izmerimo direktno z inercialno merilno enoto z uporabo žiroskopov, pri čemer je potrebno upoštevati pretvorbo iz koordinatnega sistema IME v koordinatni sistem segmenta, kot to opisuje enačba (2.11). Translacijski pospešek težišča segmenta določimo na podlagi enačbe (2.9) ter izmerjenega pospeška ${}^{S}\mathbf{a}_{j}$, izraženega v koordinatnem sistemu segmenta

$${}^{S}\mathbf{a}_{C,j} = {}^{S}\mathbf{a}_{j} + {}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times \left({}^{S}\boldsymbol{\omega}_{j} \times {}^{S}\mathbf{r}_{IC,j}\right) + {}^{S}\boldsymbol{\dot{\omega}}_{j} \times {}^{S}\mathbf{r}_{IC,j} + {}^{S}\mathbf{g}_{j}.$$
(2.90)

Vektor ${}^{S}\mathbf{r}_{IC,j}$ opisuje pozicijo nameščene IME v koordinatnem sistemu segmenta. Določen je kot razlika med poznano pozicijo nameščene IME ter znanim težiščem segmenta

$${}^{S}\mathbf{r}_{IC,j} = {}^{S}\mathbf{r}_{C1,j} - {}^{S}\mathbf{r}_{1,j} \,.$$
(2.91)

Orientacija segmenta ${}^{G}\mathbf{q}_{j}$ je določena z uporabo predstavljene metode senzornega združevanja (glej poglavje 2.3.2). Biomehanske parametre (mase, položaje težišč in vztrajnostne tenzorje segmentov) za človeško telo smo določili na osnovi statističnih antropometričnih podatkov, ki so dosegljivi iz literature [149].

Pri inverzni Newton-Eulerjevi dinamični analizi človeškega telesa smatramo spodnji



Slika 2.18: Rekurzivni postopek izračuna obremenitev v sklepih pri človeku. Indeksi GL, KL in KK označujejo veličine gležnja, kolena in kolka, indeksa L in D pa levo oziroma desno stran telesa.

ekstremiteti kot dve ločeni serijski kinematični verigi. V tem primeru stopali predstavljata začetna segmenta. Na sliki 2.18 sta prikazani dve smeri izračuna sil in navorov v sklepih osebe v smeri od stopala do medenice (koraki L1–L2–L3 ter koraki D1–D2–D3). Pri tem predpostavimo, da je oseba v dotiku z okolico samo preko stopal. Indeksi GL, KL in KK pri **F** in **M** označujejo, da se omenjena veličina nanaša na gleženj, koleno oziroma kolk. Indeksa L in D označujeta levo in desno stran telesa.

Prvi korak rekurzivnega postopka je določitev neznane sile ${}^{S}\mathbf{F}_{j+1}$, ki jo izpeljemo iz enačbe (2.86). Izračunano silo ${}^{S}\mathbf{F}_{j+1}$ uporabimo v enačbi (2.87), ki opisuje ravnotežje navorov. Iz te enačbe izrazimo in izračunamo neznani navor ${}^{S}\mathbf{M}_{j+1}$. S tem izračunom določimo obrementive v enem sklepu. Za naslednji sklep postopek ponovimo, pri čemer zaradi zakona o akciji–reakciji upoštevamo silo $-{}^{S}\mathbf{F}_{j+1}$ in navor $-{}^{S}\mathbf{M}_{j+1}$. Z rekurzivnim postopkom določimo obremenitve v sklepih pri človeku, s tem da začnemo pri stopalu, na katerega delujejo zunanje sile interakcije ter neznane sile in navori v gležju. Ko določimo obremenitve v gležnju, z opisanim postopkom poiščemo sile in navore v kolenu. Na podlagi znanih obremenitev v kolenu določimo še sile in navore v kolku.

Ker nosljivi senzorni sistem, predstavljen v tem delu, predvideva samo merjenje interakcije pod stopali je potrebno upoštevati, da predstavljena dinamična analiza ne velja, če je človeško telo v kontaktu z okolico še s katerim drugim delom telesa kot pa s stopali. V primeru vstajanja iz sedečega v stoječi položaj je model veljaven šele od trenutka razbremenitve stola, saj sile interakcije s stolom ne merimo.

3 Validacija delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije

E^{KSPERIMENTALNE} validacije delovanja metod senzorne integracije za ocenjevanje orientacije [20, 40, 64, 91] zajemajo primerjavo ocenjene orientacije in orientacije, izmerjene z referenčnim merilnim sistemom (na primer Optotrak ali Vicon). Eksperimenti obsegajo merjenje orientacije togih teles (lesene ali aluminijaste palice) in meritve gibanja oseb, opremljenih z IME. Izvedba validacije na podlagi merjenje gibanja človeka, kot je hoja, je lahko problematična, saj je omejena z merilnim prostorom referenčnega sistema. Posledično je tako omejeno tudi trajanje same meritve; v literaturi navedene validacijske meritve so trajale največ do 30 s.

Vstajanje je sicer manever, ki traja kratek čas; povprečni čas vstajanja znaša med 2 s in 3 s [45]. Za spremljanje posameznega manevra vstajanja bi zato ustrezale tudi metode, ki so sicer podvržene lezenju pri dolgotrajnem merjenju. V primeru, ko pa nas zanima dolgotrajnejše spremljanje gibanja, pri katerem gre za večkratno ponovitev vstajanja (na primer 30 s test vstajanja [150], test 5-kratnega vstajanja [102]) ali pa je vstajanje samo eden izmed več vzorcev gibanja (na primer test "vstani in pojdi" [151]), je dolgoročno lezenje izmerjenih vrednosti nezaželeno.

Eksperimentalna validacija delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije, predstavljenega v poglavju 2.3.2, je zajemala tri dele. Prvi del je obsegal testiranje delovanja metode za ocenjevanje orientacije enega segmenta. V drugem delu smo validirali algoritem na primeru spremljanja hoje pri različnih hitrostih. Z analizo smo se osredotočili predvsem na dolgoročno zanesljivosti ocenjenih parametrov. V tretjem delu smo ovrednotili delovanje algoritma za ocenjevanje orientacije enega segmenta z aktivno kompenzacijo magnetnih motenj.

3.1 Ocenjevanje orientacije enega segmenta

Validacija predstavljene metode senzorne integracije je zajemala primerjavo gibanja enojnega nihala izmerjenega z nosljivim senzornim sistemom in referenčnim optoelektronskim sistemom Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada). V ta namen smo zgradili fizikalno nihalo. Nihalo je zgrajeno iz aluminijastega profila in vpeto preko kardanskega sklepa z dodatno vzdolžno rotacijo, ki smo ga izdelali s tehnologijo 3D tiska. Kardanski sklep je pritrjen v tog aluminijast okvir, kar mu omogoča rotacijo okrog treh smeri. Fotografija eksperimentalnega nihala za preiskus je predstavljena na sliki 3.1.



Slika 3.1: Enojno nihalo s tremi prostostnimi stopnjami gibanja, zgrajeno iz aluminjastega profila ter opremljeno z IME in referenčnimi infrardečimi svetilnimi diodami D1, D2 in D3. Ocenjene orientacije so predstavljene z Eulerjevimi koti (θ_X , θ_Y in θ_Z). Na sliki je prikazana tudi solenoidna tuljava za validacijo algoritma za kompenzacijo magnetnih motenj.

Namestitev IME na nihalu opisuje vektor \mathbf{r}_1 , ki povezuje središče sklepa s središčem IME. Tri infrardeče svetilne diode so bile v formaciji enakostraničnega trikotnika nameščene na referenčni merilni ploščici, le-ta pa pritrjena na nihalo. Pozicije posamezne diode (dioda $1 - \mathbf{p}_{D1}$, dioda $2 - \mathbf{p}_{D2}$ in dioda $3 - \mathbf{p}_{D3}$) so bile v realnem času zajete z optičnim sistemom Optotrak glede na globalni koordinatni sistem. Na podlagi meritev smo določili referenčno orientacijo nihala v obliki rotacijske matrike ${}^{R}\mathbf{R}$

$${}^{R}\mathbf{x} = \frac{\mathbf{p}_{D2} - \mathbf{p}_{D3}}{|\mathbf{p}_{D2} - \mathbf{p}_{D3}|}$$

$$\mathbf{o} = \frac{\mathbf{p}_{D1} - \mathbf{p}_{D3}}{|\mathbf{p}_{D1} - \mathbf{p}_{D3}|}$$

$${}^{R}\mathbf{z} = \frac{{}^{R}\mathbf{x} \times \mathbf{o}}{|{}^{R}\mathbf{x} \times \mathbf{o}|}$$

$${}^{R}\mathbf{y} = \frac{{}^{R}\mathbf{z} \times {}^{R}\mathbf{x}}{|{}^{R}\mathbf{z} \times {}^{R}\mathbf{x}|}$$

$${}^{R}\mathbf{R} = [{}^{R}\mathbf{x} {}^{R}\mathbf{y} {}^{R}\mathbf{z}] .$$
(3.1)

Vzorčna frekvenca zajemanja testiranega in referenčnega sistema je znašala 100 Hz.

Merilni protokol je zajemal 10 meritev dolgih 60 s, med katerimi smo naključno vrteli nihalo okrog treh osi. Zaradi omejitev referenčnega merilnega sistema so bile rotacije omejene:

- rotacija okoli ${}^{G}x$ osi je bila omejena na $\theta_{X} = \pm 40^{\circ}$,
- rotacija okoli ${}^{G}y$ osi je bila omejena na $\theta_{Y} = \pm 90^{\circ}$,
- rotacija okoli ${}^{G}z$ osi je bila omejena na $\theta_{Z} = \pm 40^{\circ}$.

Vsaka meritev je obsegala 22 ± 5 (povprečna vrednost \pm standardna deviacija) dinamičnih nihajev okoli posameznih osi.

Analiza izmerjenih podatkov zajema primerjavo orientacij dobljenih iz nosljivega senzornega sistema ter referenčnih orientacij. Statistična obdelava obsega izračun absolutnih napak $\Delta \theta$ primerjanih kotov v vsakem časovnem koraku

$$\Delta \theta = \left| \theta_R - \theta \right|, \tag{3.2}$$

pri čemer je θ_R kot izmerjen z referenčnim merilnim sistemom, θ pa kot ocenjen z algoritmom senzorne integracije. Izračunane orientacije so sicer podane s kvaternioni, vendar smo zaradi lažje interpretacije vrednosti pretvorili v Eulerjeve kote. Absolutne napake kotov so predstavljene s škatlastimi diagrami. Za validacijo delovanja spremljanja dinamičnega gibanja je podobnost potekov kotov ocenjena z uporabo Pearsonovega korelacijskega koeficienta *PCC*. *PCC* opisuje podobnost poteka dveh signalov. Zaseda lahko vrednost od -1 do 1, pri čemer vrednost 1 pomeni identični obliki signalov, vrednost -1 pa nasprotni obliki.



Slika 3.2: Primerjava kotov, izračunanih s predstavljenim algoritmov (rdeča črta) ter z referenčnimi meritvami (modra črta). Graf a prikazuje rotacije okoli \mathbf{x} osi, grafa b in c pa rotacije okoli \mathbf{y} in \mathbf{z} osi.

Implementacija algoritmov, zajem podatkov ter statistična analiza so bili izvedeni v programskem paketu Matlab R2013a (MathWorks, Massachusetts, ZDA).

Slika 3.2 prikazuje potek kotov pri eni od 60 s dolgi meritvi. Graf a prikazuje kot rotacije θ_X okoli **x** osi, graf b kot rotacije θ_Y okoli **y** osi in graf c kot θ_Z okoli **z** osi. Koti, izračunani z algoritmom senzorne integracije, so predstavljeni z rdečo črto, medtem ko so referenčni koti označeni z modro črto. Absolutne napake med ocenjenimi in referenčnimi koti vseh meritev za vsako posamezno os so predstavljene na sliki 3.3.

V tabeli 3.1 so zbrane srednje vrednosti $\Delta \tilde{\theta}$ in RMS $\Delta \theta_{\text{RMS}}$ absolutne napake ocenjene orientacije. Dodani so tudi korelacijski koeficienti *PCC*, ki opisujejo podobnost med trajektorijami ocenjenih ter referenčnih kotov.

Slika 3.2 prikazuje potek kotov, kjer ni opaziti velikih odstopanj med trajektorijami, saj ocenjena orientacija dobro sledi izmerjeni v vseh treh oseh. Kot je razvidno iz tabele



Slika 3.3: Absolutna napaka $\Delta \theta$ ocenjenega kota glede na referenčni kot za vsako posamezno os. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob pa škatle 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeče zvezdice označujejo minimalne oziroma maksimalne vrednosti. Ostale ekstremne vrednosti niso prikazane.

Tabela 3.1: Srednja vrednost absolutne napake $\Delta \theta$, RMS napaka $\Delta \theta_{\text{RMS}}$ in Pearsonov korelacijski koeficient *PCC* kotov, ocenjenih z metodo senzorne integracije

	$\Delta \tilde{\theta}/^{\circ}$	$\Delta \theta_{\rm RMS}/^{\circ}$	PCC
θ_X	$1,\!35$	2,34	0,98
θ_Y	4,27	8,18	$0,\!97$
θ_Z	$1,\!47$	2,55	0,98

3.1, je absolutna napaka med ocenjenimi in izmerjenimi koti majhna: manj kot 1,5° za kote okoli **x** in **z** ter $\Delta \tilde{\theta}_Y = 4,27^\circ$ za kot okoli vertikalne osi. Kot prikazujejo škatlasti diagrami na sliki 3.3, je raztros napake majhen. Povečan raztros je možno opaziti samo pri oceni kota okoli vertikalne osi. Večja napaka in raztros sta posledica manjšega zaupanja v meritve magnetometra, iz česar sledijo manj zanesljive meritve kota, ki ga določa magnetno polje. Primerjava samih trajektorij kotov pokaže, da je potek ocenjenih kotov zelo podoben, na kar nakazujejo visoke vrednosti korelacijskih koeficientov ($PCC \ge 0.97$ za kote okoli vseh treh osi). Eksperimentalna validacija je pokazala, da je predstavljeni algoritem senzorne integracije signalov iz IME primeren za ocenjevanje orientacije, kar potrjujejo majhne srednje vrednosti napake ($\Delta \tilde{\theta} < 4.5^{\circ}$).

3.2 Ocenjevanje orientacij pri dolgotrajnem gibanju človeka

Z namenom praktične evalvacije delovanja metode senzorne integracije z vključenim kinematičnim modelom, predstavljene v poglavju 2.3.2, smo izvedli meritve gibanja oseb v daljšem časovnem obdobju. Ker je vstajanje zahtevno in utrudljivo, smo za potrebe analize dolgoročne zanesljivosti meritev spremljali kinematične parametre osebe med dolgotrajno hojo.

3.2.1 Metodologija

Eksperimentalna validacija dolgotrajne zanesljivosti algoritma za ocenjevanje orientacije segmentov večsegmentnega sistema je obsegala primerjavo ocenjenih in referenčnih kinematičnih parametrov med meritvami dolgotrajne hoje. Testiranje algoritma pri različnih dinamičnih pogojih je zajemalo dolgotrajno hojo na tekočem traku pri hitrosti 4 km/h (normalna hoja) in 6 km/h (hitra hoja) v času trajanja 15 min. Dodatno smo izvedli testiranje na krožnem poligonu, ki je vseboval tudi stopnice, kar posnema tipično gibanje vsakodnevnega življenja. Poligon je bil zasnovan kot krožna pot, ki je obsegala 10 m ravnih tal, tri stopnice za dvig, 1,5 m privzdignjenega ravnega podesta ter tri stopnice za spust. Skupna pot je bila dolga 13 m, obsegala pa je hojo po ravnih tleh, hojo po stopnicah ter obračanje za 90° na ravnih tleh.

Za referenčno merjenje kinematičnih parametrov smo uporabili optoelektronski merilni sistem Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada). Merilne infrardeče diode so bile nameščene nad anatomske točke telesa, ki so obsegale središče gležnjev, kolen in kolkov. Pri analizi hoje po poligonu smo zaradi omejenega delovnega območja Optotrak merilnega sistema zajemali dva koraka pred stopnicami ter hojo po stopnicah navzgor.

Testno skupino je sestavljalo pet moških starih 27.6 ± 3.4 let, visokih 1.79 ± 0.07 m in težkih 78 ± 8 kg. Njihovi demografski podatki ter velikost uporabljenih merilnih vložkov so predstavljeni v tabeli 3.2. Nihče od sodelujočih v preteklosti ni imel hujših poškodb spodnjih ekstremitet ali znanih nevroloških, ortopedskih ali revmatoloških

OSEBA	SPOL	STAROST / leta	VIŠINA / m	teža / kg	VELIKOST MERILNIH VLOŽKOV
<i>S1</i>	М	30	1,78	74	43/44
S2	М	24	1,70	74	39/40
S3	М	27	$1,\!86$	90	43/44
S4	М	32	1,75	70	39/40
S5	М	25	$1,\!87$	82	43/44

Tabela 3.2: Osnovni demografski podatki oseb, ki so sodelovale pri analizi dolgotrajnega gibanja

bolezni.

Vsaka oseba je bila opremljena s sedmimi IME ter ustreznimi merilnimi vložki. IME so bile nameščene na merilne ploščice skupaj s tremi infrardečimi diodami referenčnega merilnega sistema (slika 3.4 desno). Merilne ploščice so bile s sprimnimi trakovi trdno pritrjene na posamezne segmente spodnjih ekstremitet (stopala, goleni, stegna) ter na trup, pri čemer so bile koordinatne osi IME približno poravnane z osmi koordinatnega sistema pripadajočega segmenta. Infrardeče diode so bile dodatno nameščene na anatomske točke spodnjih ekstremitet, ki so obsegale središča gležnjev, kolen in kolkov. Postavitev senzorjev na telesu je predstavljena na sliki 3.4 levo.

Merilni protokol je obsegal dve seriji meritev. Prva serija je zajemal hojo na tekočem traku dvakrat po 15 min: prvič z normalno hitrostjo hoje 4 km/h ter drugič s hitrostjo 6 km/h, kar se smatra za hitro hojo. Oseba, ki hodi na tekočem traku, je predstavljena na sliki 3.5 levo. V drugi seriji meritev so testne osebe hodile 15 min po poligonu s poljubno hitrostjo. Na sliki 3.5 sta združeni fotografiji osebe, ki hodi na tekočem traku (levo) ter po krožnem poligonu (desno). Med meritvami smo sinhrono zajemali signale iz IME, merilnih vložkov, ter Optotrak merilnega sistema z vzorčno frekvenco 100 Hz.

Vektorji ${}^{s}\mathbf{r}_{1,j}$ in ${}^{s}\mathbf{r}_{2,j}$, ki opisujejo namestitev IME na segmentih, so bili določeni na podlagi izmerjenih položajev merilnih diod, zajetih z referenčnim merilnim sistemom. Orientacije posameznih segmentov so bile ocenjene preko implementacije razširjenega Kalmanovega filtra z vključenim kinematičnim modelom, ki je opisan v poglavju 2.4. Rekurzivni izračun posameznih orientacij segmentov je potekal v dveh smereh (z leve noge na desno ter z desne noge na levo); smer izračuna je bila določena na podlagi delovanja reakcijskih sil pod stopali. V algoritmu se sprememba smeri izračuna izvede



Slika 3.4: Postavitev infrardečih svetilnih diod referenčnega merilnega sistema ter merilnih ploščic z IME (IME1-IME7) nosljivega senzornega sistema (levo) ter fotografija merilne ploščice (desno)



Slika 3.5: Fotografija osebe, ki hodi na tekočem traku (levo) ter po poligonu s stopnicami (desno)



Slika 3.6: Validacija delovanja algoritma za ocenjevanje orientacije pri dolgotrajnih meritvah. Rumeni bloki predstavljajo senzorni del, vijolični blok metodo senzornega združevanja, siva bloka izračun kinematičnih parametrov, zadnji blok pa primerjavo referenčnih in ocenjenih parametrov.

v trenutku prehoda noge iz faze opore v fazo zamaha. Referenčne orientacije segmentov so bile izračunane iz znanih pozicij infrardečih diod na merilnih ploščicah. Koti v sklepih so bili določeni kot razlike orientacij dveh sosednjih sklepov (glej (2.63), (2.64) in (2.65)). Shema zajema in obdelave izmerjenih podatkov pri validaciji nosljivega senzornega sistema je prikazana na sliki 3.6.

Analiza delovanja ter zanesljivosti v daljšem časovnem obdobju je obsegala primerjavo kinematičnih parametrov, ocenjenih z nosljivim ter referenčnim merilnim sistemom. Zajemala je primerjavo kotov z največjim območjem gibljivosti: dorsalna/plantarna fleksija gležnja, ekstenzija/fleksija kolena ter ekstenzija/fleksija kolka. Absolutna napaka ocenjenih kotov je bila ocenjena v različnih časovnih intervalih: v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja. Podobnost trajektorij ocenjenih in referenčnih kotov med celotno meritvijo je bila dodatno ocenjena s Pearsonovim korelacijskim koeficientom PCC. Le-ta lahko zaseda vrednost od -1 do 1, pri čemer vrednost 1 pomeni identični obliki poteka signalov, vrednost -1 pa nasprotni obliki.

Implementacija algoritmov, zajem podatkov ter statistična analiza so bili realizirani v programskem paketu Matlab R2013a (MathWorks, Massachusetts, ZDA).

3.2.2 Rezultati

Rezultati so prikazani na dva načina. Prvi način zajema prikaz tipičnih potekov kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka, ocenjenih z nosljivim in referenčnim sistemom. Poteki so predstavljeni v štirih časovnih okvirih: v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti hoje. Smer izračuna rekurzivnega algoritma je označena s sivimi (desno-levo) ter belimi (levo-desno) polji, dodatno pa je poudarjena tudi s smernimi puščicami. Drugi način prikaza rezultatov obsega analizo dolgotrajne zanesljivosti, predstavljeno s statistično predstavitvijo absolutnih napak ocenjenih kotov v sklepih s škatlastimi diagrami. Napake so predstavljene za prvo, peto, deseto in petnajsto minuto meritev ter za celoten potek hoje, kar podaja informacijo o lezenju napake tekom dolgoročne meritve. Škatlasti diagrami so prikazani posamezno za kot levega in desnega gležnja, kolena ter kolka.

3.2.2.1 Tekoči trak

Tipični poteki kotov levega (L) in desnega (D) gležnja θ_{GL} , kolena θ_{KL} in kolka θ_{KK} pri normalni hitrosti hoje subjekta S4 so predstavljeni na sliki 3.7. Trajektorije ocenjenih in referenčnih kotov v sklepih so predstavljene v štirih časovnih intervalih. Vsak interval pokriva en korak (faza dvojne opore \rightarrow faza zamaha leve noge \rightarrow faza dvojne opore \rightarrow faza zamaha desne noge), pri čemer je en korak trajal približno 1,2 s. Smer poteka rekurzivnega izračuna je dodatno poudarjena z usmerjenimi puščicami.

Statistična predstavitev absolutnih napak med ocenjenimi in referenčnimi koti v različnih časovnih intervalih za vse meritve pri hitrosti 4 km/h je prikazana s škatličnimi diagrami na sliki 3.8. Število vseh meritev je bilo n = 5, pri čemer je vsaka testna oseba izvedla 744 ± 57 korakov v trajanju posameznega koraka $1,24 \text{ s} \pm 0,10 \text{ s}$.

Primerjava tipičnih potekov ocenjenih in referenčnih kotov levega (L) in desnega (D) gležnja θ_{GL} , kolena θ_{KL} in kolka θ_{KK} pri hitrosti hoje 6 km/h subjekta S4 so predstavljeni na sliki 3.9. Trajektorije ocenjenih in referenčnih kotov v sklepih so predstavljene v štirih časovnih intervalih. Vsak interval pokriva en korak (faza dvojne opore \rightarrow faza zamaha leve noge \rightarrow faza dvojne opore \rightarrow faza zamaha desne noge), pri čemer je en korak trajal približno 1,0 s.

Skatlični diagrami na sliki 3.10 prikazujejo absolutne napake med ocenjenimi in referenčnimi koti v različnih časovnih intervalih za vse meritve pri hitrosti hoje 6 km/h.



Slika 3.7: Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje s hitrostjo 4 km/h. Siva področja označujejo smer izračuna desno-levo, bela področja pa smer levo-desno.



Slika 3.8: Absolutne napake med ocenjenimi in referenčimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje s hitrostjo 4 km/h. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

Število vseh meritev je bilo n = 5, pri čemer je posamezna testna oseba izvedla 906 ± 36 korakov v trajanju posameznega koraka $1,01 \text{ s} \pm 0,04 \text{ s}$.

V tabeli 3.3 so zbrani Pearsonovi korelacijski koeficienti iz primerjave podobnosti med ocenjenimi ter referenčnimi trajektorijami kotov v sklepih spodnjih ekstremitet $(PCC_{GL}$ gležnja, PCC_{KL} kolena in PCC_{KK} kolka). Analiza se nanaša na celotno trajanje meritev hoje pri 4 km/h ter 6 km/h, zajema pa parametre tako leve kot desne strani.



Slika 3.9: Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje s hitrostjo 6 km/h. Siva področja označujejo smer izračuna desno–levo, bela področja pa smer levo–desno.



Slika 3.10: Absolutne napake med ocenjenimi in referenčimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje s hitrostjo 6 km/h. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

3.2.2.2 Poligon

Med testiranjem hoje po poligonu s stopnicami so testne osebe prehodile 647 m±114 m s povprečno hitrostjo 2,6 km/h ± 0,5 km/h. Primerjava tipičnih trajektorij kotov v gležnju, kolenu in kolku osebe *S1* je predstavljena na sliki 3.11. Posamezni časovni interval zajema polovico koraka pred stopnicami ter hojo po stopnicah s trajanjem približno 3 s. Na sliki so z zeleno črto označena trajanja kontakta stopala s tlemi za desno in levo stran. Pri tem črte na grafih desne strani označujejo sekvenco hoje tla \rightarrow 1. stopnica \rightarrow 3. stopnica, na grafih veličin leve strani pa sekvenco tla \rightarrow 2. stopnica.

Statistična predstavitev absolutnih napak med ocenjenimi in referenčnimi koti v različnih časovnih intervalih za vse meritve hoje po poligonu je prikazana s škatličnimi



Slika 3.11: Potek kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka v enem koraku, določen z nosljivim in referenčnim merilnim sistemom v prvi, peti, deseti in petnajsti minuti merjenja hoje po poligonu. Siva področja označujejo smer izračuna desno-levo, bela področja pa smer levo-desno. Zelena črta označuje kontakt stopala s tlemi.

Tabela 3.3: Pearsonovi korelacijski koeficienti med ocenjenimi in referenčnimi koti v sklepih spodnjih ekstremitet med hojo na tekočem traku (PCC_{GL} gležnja, PCC_{KL} kolena in PCC_{KK} kolka leve (L) in desne (D) strani). Koeficienti so predstavljeni kot povprečna vrednost \pm standardna deviacija.

HITROST HOJE	STRAN	PCC_{GL}	PCC_{KL}	PCC_{KK}
4 km/h	L	$0,\!86\pm0,\!05$	$0,\!92\pm0,\!02$	$0,\!97\pm0,\!01$
4 KIII/ II	D	$0{,}89\pm0{,}04$	$0{,}94\pm0{,}02$	$0,\!97\pm0,\!01$
6 luna /la	L	$0{,}71\pm0{,}04$	$0,\!89\pm0,\!01$	$0,\!96\pm0,\!01$
о кіп/ h	D	$0,\!77\pm0,\!06$	$0{,}92\pm0{,}01$	$0{,}96\pm0{,}02$

diagrami na sliki 3.12. Število vseh meritev je bilo n = 5, pri čemer je vsaka testna oseba naredila 49.8 ± 8.8 krogov, posamezen krog pa je trajal $18.6 \text{ s} \pm 3.9 \text{ s}$. Pri analizi so bili upoštevani samo vzorci, pri katerih smo imeli na voljo meritve tako nosljivega kot tudi referenčnega merilnega sistema.

V tabeli 3.4 so zbrani Pearsonovi korelacijski koeficienti primerjave podobnosti med ocenjenimi ter referenčnimi trajektorijami kotov v sklepih spodnjih ekstremitet med hojo po poligonu. Analiza se nanaša na vse meritve, zajema pa parametre tako leve kot desne strani.

Tabela 3.4: Pearsonovi korelacijski koeficienti med ocenjenimi in referenčnimi koti v sklepih spodnjih ekstremitet med hojo po poligonu (PCC_{GL} gleženja, PCC_{KL} kolena in PCC_{KK} kolka leve (L) in desne (D) strani). Koeficienti so predstavljeni kot povprečna vrednost \pm standardna deviacija.

STRAN	PCC_{GL}	PCC_{KL}	PCC_{KK}
L	$0,84\pm0,08$	$0,\!97\pm0,\!02$	$0,\!96\pm0,\!03$
D	$0{,}84\pm0{,}08$	$0,\!97\pm0,\!02$	$0{,}99\pm0{,}01$

3.2.3 Razprava

Dolgotrajno delovanja algoritma za ocenjevanje orientacij posameznih segmentov ter s tem povezano meritvijo kinematičnih parametrov je bilo preizkušeno z ekperimentalno validacijo hoje na tekočem traku pri različnih hitrostih ter hojo po krožnem poligonu s



Slika 3.12: Absolutne napake med ocenjenimi in referenčnimi poteki kotov v gležnjih, kolenih ter kolkih med prvo, peto, deseto in petnajsto minuto ter za celotno meritev hoje po poligonu. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

stopnicami v trajanju 15 minut. Ocenjene kote v gležnju, kolenu ter kolku smo primerjali s koti, izmerjenimi z referenčnim merilnim sistemom. Primerjava potekov kotov pri hoji s hitrostjo 4 km/h prikazuje, da je delovanje razvitega algoritma EKF z vključenim kinematičnim modelom primerno za ocenjevanje kotov v kolenu ter kolku med dolgotrajno hojo. Srednje vrednosti napake izmerjenih kotov so nizke z vrednostmi okoli 3,7°, 3,9°, 2,3° in 3,0° za kote levega in desnega kolena in kolka (glej sliko 3.8). Izmerjene napake so primerljive z delovanjem ostalih algoritmov za zajem kotov v sklepih z IME [83,84,89,91]. Pri poteku kotov v gležnjih je moč opaziti večja odstopanja med ocenjenim koti in koti, izmerjenimi z referenčnim merilnim sistemom. Večjo napako lahko pripišemo udarcem stopal ob tla, kajti takrat pospeškometer izmeri pojemek trka, ki ni povezan s spremembo orientacije. Ta efekt omilimo z ustrezno izbranim trenutkom preklopa računske smeri. Kljub temu so izmerjene napake še vedno znotraj sprejemljivih mej (< 5°). Rezultati analize dolgotrajnega ocenjevanja kinematičnih parametrov prikazujejo stabilno absolutno srednjo vrednost napake kotov v sklepih med celotnim trajanja meritev brez časovnega lezenja. To potrjujejo visoke vrednosti korelacijskega koeficienta PCC kotov v kolenu ter kolku, ki so večje od 0,92.

Hoja na tekočem traku s hitrostjo 6 km/h predstavlja primer hitrega, dinamičnega gibanja. Rezultati analize kinematičnih parametrov nakazujejo na večja odstopanja ocenjenih kotov v sklepih glede na meritve pri hoji z nižjo hitrostjo 4 km/h. Čeprav so srednje vrednosti napak posameznih kotov primerljive z napakami kotov pri normalni hoji, je pri hitrejši hoji bolj izražen večji raztros napake (glej sliko 3.10). Razlog za večja odstopanja lahko pripišemo krajšemu trajanju koraka s hitrejšo fazo zamaha ter višjim izmerjenim pospeškom ob udarcu pete ob tla. Ker je izračun rekurzivne narave, izračun ene orientacije vpliva na vse naslednje, tako da se napaka pri oceni orientacije stopala prenese na ocene orientacij sledečih segmentov. Dolgoročno lezenje rezultatov algoritma je moč analizirati s slike 3.10, kjer je razvidno, da srednja vrednost napake ne leze med meritvijo. Visoke vrednosti korelacijskih koeficientov nakazujejo visoko podobnost med trajektorijami ocenjenih in referenčnih kotov, zajetih med dinamično hojo.

Hojo po poligonu predstavlja skupina več vsakodnevnih načinov gibanja: hoja po ravnem, hoja po stopnicah navzgor in navzdol ter obračanje. Namen testiranja hoje po poligonu je bil eksperimentalno preizkusiti dolgotrajno delovanje algoritma za ocenjevanje orientacij pri različnih kombinacijah gibanja. Primerjava potekov kotov spodnjih ekstremitet pokaže, da menjavanje načina gibanja ne vpliva na kvaliteto rezultatov algoritma. Srednje vrednosti napak kotov levega in desnega gležnja, kolena ter kolka so znašale $3,0^{\circ}$ in $2,7^{\circ}$, $2,4^{\circ}$ in $3,3^{\circ}$ ter $2,6^{\circ}$ in $3,1^{\circ}$. Nizke vrednostni napak nakazujejo ustreznost EKF z vključenim kinematičnim modelom za spremljanje kinematičnih parametrov pri različnih načinih gibanja. Analiza napak dodatno ne nakazuje tendence naraščanja s časom. Tesno ujemanje poteka ocenjenih kotov z referenčnimi je potrjeno tudi z visokim koeficientom korelacije s povprečno vrednostjo 0,93.

Eksperimentalna validacija kaže, da na kakovost rezultatov razvitega algoritma EKF ne vplivajo ne dolžina trajanja delovanja kot tudi ne tip in hitrost gibanja. Iz rezultatov namreč ni razvidno nikakršno lezenje izhodnih podatkov, kar potrjuje dolgoročno zanesljivost algoritma za ocenjevanje orientacije.

3.3 Validacija algoritma kompenzacije magnetnih motenj

Delovanje algoritma za kompenzacijo magnentih motenj pri ocenjevanju orientacij je bilo posebej preizkušeno pri fizikalnem nihalu, opisanem v poglavju 3 (slika 3.1). Enojno nihalo je bilo opremljeno z eno IME ter referenčnimi infrardečimi svetilnimi diodami. Za testiranje delovanja algoritma za ocenjevanje orientacij pri različnih magnetnih motnjah je bila v sistem dodatno vključena solenoidna tuljava (premer tuljave 32 cm, višina tuljave 5 cm, konstanta tuljave $k_L = 1,2 \text{ mT/A}$). Tuljava je bila postavljena v tri različne lege v radiju 40 cm od mirovne lege nihala, s tem da je bila v vsakem primeru glavna magnetna os tuljave poravnana z eno osjo globalnega koordinatnega sistema, kot je predstavljeno na sliki 3.13. Magnetno polje v sredini tuljave je bilo nastavljeno na 1,2 mT. Zaradi sipanja magnetnega polja je bila jakost magnetnega polja v mirovnem položaju nihala približno enaka dvakratni jakosti zemeljskega magnetnega polja ($||^{I}\mathbf{B}| \approx 2|^{G}\mathbf{B}_{0}|$).



Slika 3.13: Različne postavitve tuljave pri validaciji algoritma za kompenzacijo magnetnih motenj: glavna magnetna os tuljave je poravnana z osjo ${}^{G}\mathbf{x}$ (a), ${}^{G}\mathbf{y}$ (b) oziroma ${}^{G}\mathbf{z}$ (c).

Validacija algoritma za kompenzacijo magnetnih motenj je obsegala štiri serije eksperimentalnih meritev. Vsaka serija je trajala vsaj 180 s ter je obsegala tri 60 s dolge meritve dinamičnega gibanja (24 ± 4 nihajev okoli posamezne osi), ki so bile ločene s $6,5 \text{ s} \pm 1,6 \text{ s}$ mirovanja nihala. Prva serija (serija i) je predstavljala referenčno meritev brez vsiljenih magnetnih motenj. Ostale tri serije so zajemale meritve z dodatnim magnetnim poljem tuljave v različnih smereh: v smeri ^{G}x (serija ii), smeri ^{G}y (serija iii) in smeri ^{G}z (serija iv), kot je prikazano na sliki 3.13. Orientacija je bila ocenjena na tri različne načine: a) z referenčnim merilnim sistemom je bila ocenjena referenčna orientacija, b) z EKF z vsebovanim kinematičnim modelom ter c) z EKF z vključenim algoritmom za kompenzacijo magnetnih motenj.

Analiza delovanja zajema primerjavo referenčnih orientacij z ocenjenimi orientacijami, izračunanimi z uporabo EKF brez in z vključenim algoritmom za kompenzacijo magnetnih motenj. Statistična obdelava obsega izračun absolutnih napak $\Delta\theta$ za vsako serijo meritev posebej. Pri meritvah z vsiljenim magnetnim poljem analiza upošteva samo orientacije, ko je bila zaznana magnetna motnja (to je, kadar je $c_{E,k} = 1$). Absolutne napake kotov so podane s škatlastimi diagrami. Podan je tudi Pearsonov korelacijski koeficient *PCC* med referenčnimi trajektorijami kotov in trajektorijami kotov, ocenjenimi z EKF brez in s kompenzacijo magnetnih motenj.

Na sliki 3.14 je prikazan primer signalov 210 s dolge meritve. Vsaka serija obravnava enega od štirih magnetnih pogojev: nihanje brez vsiljenega magnetnega polja (serija i) ter nihanje pri vsiljenem magnetnem polju v smeri posameznih osi globalnega koordinatnega sistema (serije ii–iv). Pred aktivacijo tuljave je bila le-ta ročno prestavljena v ustrezno pozicijo. Zgornji trije grafi primerjajo trajektorije kotov nihala, dobljene z referenčnim merilnim sistemom (označene z REFERENCA) ter ocenjene preko EKF brez magnetne kompenzacije (EKF-B) in z aktivnim algoritmom kompenzacije magnetnih motenj (EKF-K). Grafi a, b in c opisujejo rotacije okoli ${}^{G}\mathbf{x}$, ${}^{G}\mathbf{y}$ in ${}^{G}\mathbf{z}$ osi (koti θ_{X} , θ_{Y} in θ_{Z}). Graf d pa prikazuje jakost izmerjenega magnetnega polja $|{}^{S}\mathbf{B}|$ normiranega na jakost zemeljskega magnetnega polja $|{}^{G}\mathbf{B}_{0}|$.

Statistična predstavitev absolutnih napak kompenziranega (θ_K) in nekompenziranega (θ_B) pristopa je prikazana na sliki 3.15. Slika zajema vse štiri testne pogoje za vsako posamezno rotacijo (θ_X , θ_Y , θ_Z). Tabela 3.5 povzema srednje vrednosti $\Delta \tilde{\theta}$ in RMS $\Delta \theta_{RMS}$ absolutne napake za vsak posamezen kot pri omenjenih pogojih. V tabeli 3.5 je vključen tudi Pearsonov korelacijski koeficient *PCC*.

Primer na sliki 3.14 prikazuje vpliv magnetnih motenj na napako ocenjevanja orientacije; le-ta naraste celo do 200°. Magnetne motnje najbolj vplivajo na ocenjene kote okoli vertikalne osi. Moč vpliva motnje je določena z njeno smerjo: ker magnetno polje določa orientacijo okoli vertikalne osi, magnetna motnja v horizontalni ravnini vpliva bolj na oceno orientacije, kot motnje v vertikalni smeri. Iz slike se vidi, da ima magnetna motnja velik vpliv na oceno orientacije tako pred gibanjem, ko je nihalo še v mirovanju, kot tudi med dinamičnim nihanjem.

Statistična analiza, prikazana na sliki 3.15 in v tabeli 3.5, nakazuje, da sta oba pristopa ocenjevanja orientacije (EKF brez in s kompenzacijo) primerljiva z majhno



Slika 3.14: Koti nihala okoli ${}^{G}\mathbf{x}$, ${}^{G}\mathbf{y}$ in ${}^{G}\mathbf{z}$ osi (grafi a, b in c) določeni z referenčnim merilnim sistemom (modra črta), z EKF brez kompenzacije magnetnih motenj (rdeča črta) in z EKF z vključeno kompenzacijo magnetnih motenj (zelena črta) v štirih situacijah: i) brez magnetnih motenj (0s do 44s), ii) magnetna motnja v smeri ${}^{G}\mathbf{x}$ osi (44s do 78s), iii) magnetna motnja v smeri ${}^{G}\mathbf{y}$ osi (97s do 135s) ter iv) magnetna motnja v smeri ${}^{G}\mathbf{z}$ osi (157s do 193s). Graf d predstavlja jakost merjenega magnetnega polja $|{}^{S}\mathbf{B}|$ normiranega na jakost zemeljskega magnetnega polja $|{}^{G}\mathbf{B}_{0}|$. Siva polja označujejo področja aktivne kompenzacije magnetnih motenj ($c_{E,k} = 1$).



Slika 3.15: Absolutne napake $\Delta \theta$ ocenjenih kotov z EKF brez kompenzacije (θ_B) in z EKF z vključeno kompenzacijo magnetnih motenj (θ_K) pri štirih testnih pogojih: i) brez magnetnih motenj, ii) magnetna motnja v smeri ${}^{G}\mathbf{x}$ osi, iii) v smeri ${}^{G}\mathbf{y}$ osi in iv) v smeri ${}^{G}\mathbf{z}$ osi. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob pa škatle 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeče zvezdice označujejo minimalne oziroma maksimalne vrednosti. Ostale ekstremne vrednosti niso prikazane.

Tabela 3.5: Srednja vrednost absolutne napake $\Delta \tilde{\theta}$, RMS napaka $\Delta \theta_{\text{RMS}}$ in Pearsonov korelacijski koeficient *PCC* kota, ocenjenega z metodo senzorne integracije brez in s kompenzacijo magnetnih motenj pri štirih testnih pogojih: brez magnetnih motenj ^G \mathbf{B}_D ter z magnetnimi motnjami v smeri ^G \mathbf{x} , ^G \mathbf{y} in ^G \mathbf{z} osi, označenih z ^G $\mathbf{B}_{D,X}$, ^G $\mathbf{B}_{D,Y}$ in ^G $\mathbf{B}_{D,Z}$

		BREZ KOMPENZACIJE		S K	COMPENZAC	CIJO	
		$\Delta \tilde{\theta} / ^{\circ}$	$\Delta \theta_{\rm RMS}/^{\circ}$	PCC	$\Delta \tilde{\theta}/^{\circ}$	$\Delta \theta_{\rm RMS}/^{\circ}$	PCC
D	θ_X	1,61	2,45	0,98	1,55	2,49	0,98
$\operatorname{Brez}_{\operatorname{motenj}} {}^{G}\mathbf{B}_{D}$	θ_Y	4,84	8,40	0,97	4,39	8,27	$0,\!97$
5 D	θ_Z	$1,\!68$	2,65	0,98	$1,\!58$	2,57	0,98
Mataia	θ_X	16,29	20,34	-0,72	0,93	2,51	0,98
$G_{\mathbf{B}_{D,Y}}$	θ_Y	138,41	134,36	$0,\!66$	5,78	8,75	0,96
$\mathbf{D}_{D,\Lambda}$	θ_Z	17,22	26,37	-0,56	1,29	2,73	0,97
Matria	θ_X	2,67	6,95	0,84	1,14	2,91	0,97
$^{G}\mathbf{B}_{DY}$	θ_Y	$25,\!50$	27,56	0,92	8,25	11,33	0,94
$\mathbf{D}_{D,I}$	θ_Z	8,07	9,34	0,78	1,40	2,99	0,96
Mataia	θ_X	10,06	21,46	-0,20	1,60	2,98	0,97
$^{G}\mathbf{B}_{D,Z}$	θ_Y	87,59	89,22	0,79	8,53	$11,\!27$	0,98
₽D,Z	θ_Z	$17,\!68$	20,84	0,30	1,77	3,14	$0,\!97$

napako (srednja napaka pod 2° za kota okoli horizontalnih osi, ter pod 5° za kot okoli vertikalne osi) pri meritvah brez magnetnih motenj. V primeru ko je bila tuljava postavljena z glavno magnetno osjo poravnano z eno od horizontalnih osi (${}^{G}\mathbf{x}$ ali ${}^{G}\mathbf{z}$ os, primer ii oziroma iv) pa so opazne velike napake z velikim raztrosom pri kotih okoli vertikalne osi za primer nekompenziranega EKF (absolutna srednja napaka $\Delta \tilde{\theta}_{Y} =$ 138,4° pri $\mathbf{B}_{D,X}$ in $\Delta \tilde{\theta}_{Y} = 87,6°$ pri $\mathbf{B}_{D,Z}$). Koti okoli horizontalnih osi so ocenjeni bolj natančno, toda še vedno z nezanemarljivo napako in raztrosom ($\Delta \tilde{\theta}_{X}, \Delta \tilde{\theta}_{Z} \approx 18°$). V primeru magnetne motnje v smeri vertikalne osi $\mathbf{B}_{D,Y}$ le-ta manj vpliva na oceno kotov. Ker vsiljeno magnetno polje vpliva samo na inklinacijo magnetnega polja, imajo ocenjeni koti manjše napake ($\Delta \tilde{\theta}_{Y} = 25,5°$). Velike napake tako prikazujejo velik vpliv magnetnih motenj, obenem pa nakazujejo na neustrezno delovanje EKF brez kompenzacije magnetnih motenj za ocenjevanje orientacij v okolju z viri magnetnih motenj.

Na osnovi rezultatov eksperimentalnih meritev je možno potrditi ustrezno delovanje EKF z vključeno kompenzacijo magnetnih motenj tudi v motenem magnetnem polju. Absolutna srednja napaka ocenjenih kotov okoli ${}^{G}\mathbf{x}$ in ${}^{G}\mathbf{z}$ osi je manjša od 2° ($\Delta\theta_{\rm RMS} < 3,5^{\circ}$) z majhnim raztrosom ne glede na smer magnetne motnje. Srednja vrednost napake ocenjenega kota okoli vertikalne osi je večja ($\Delta\tilde{\theta}_{Y} < 9^{\circ}$), ampak še vedno značilno manjša v primerjavi z napako kota, ocenjenega z EKF brez kompenzacije ($\Delta\tilde{\theta}_{Y}$ od 25° do 139°).

Primerjava trajektorij referenčnih kotov in kotov, ocenjenih z EKF z vključeno kompenzacijo, s Pearsonovim korelacijskim koeficientom nakazuje na veliko podobnost trajektorij. Za kote okoli ${}^{G}\mathbf{x}$ in ${}^{G}\mathbf{z}$ osi znaša $PCC \approx 0.97$, za kot okoli ${}^{G}\mathbf{y}$ osi pa je $PCC_{Y} > 0.94$. Analiza podobnosti kotov, ocenjenih z EKF brez kompenzacije magnetnih motenj, nakazuje, da so te ocene slabše, kadar so prisotne magnetne motnje. V nekaterih primerih je PCC celo negativen, kar dodatno potrjuje velik vpliv magnetnih motenj na oceno orientacije.

Z rezultati smo potrdili zanesljivo delovanje algoritma za združevanje signalov IME pri določanju orientacije segmenta, na katerem je pritrjena, in sicer v pogojih daljšega, dinamičnega gibanja kakor tudi ob prisotnosti magnetnih motenj večjih amplitud.

3.4 Razprava

Validacija delovanja predstavljene metode senzorne integracije signalov iz IME z vključenim kinematičnim modelom na primeru enega segmenta je potrdila primernost nosljivega sistema za ocenjevanje orientacij posameznih segmentov. Analiza rezultatov prikazuje majhno srednjo vrednost napake posameznega kota ($\Delta \tilde{\theta} < 4.5^{\circ}$) ter visok korelacijski koeficient med ocenjenimi poteki kotov in koti, izmerjenimi z referenčnim sistemom.

Rezultati eksperimentalne validacije kažejo na ustreznost nosljivega senzornega sistema ter algoritmov, predstavljenih v poglavju 2, za ocenjevanje kinematičnih parametrov tudi pri dolgotrajnem gibanju človeka. Natančnost ocenjevanja kotov v sklepih spodnjih ekstremitet je pod 5° brez izraženega lezenja napake med meritvijo. Kot je prikazano, je nosljivi sistem primeren za merjenje kinematičnih parametrov pri dolgotrajnem, neprekinjenem gibanju pri različnih hitrosti in tipih gibanja, kot so na primer hoja po ravnih tleh, hoja po stopnicah in obračanje. Za ustrezno delovanje algoritma mora biti izpolnjen pogoj, da je vsaj eno stopalo vedno v kontaktu s tlemi. Med hojo in vstajanjem je ta pogoj vedno izpolnjen. Gibanja, ki vključujejo balistično fazo, kot je na primer tek, za opisano analizo niso primerna.

Koti, ocenjeni z EKF brez kompenzacije magnetnih motenj, so v primeru magnetnih motenj podvrženi velikim napakam (celo do 200°). V nasprotnem primeru se je delovanje EKF z vključeno aktivno kompenzacijo magnetnih motenj izkazalo za zanesljivo ne glede na smer, jakost in trajanje magnetnih motenj.

Na osnovi podanih rezultatov je moč zaključiti, da je razviti nosljivi sistem primeren za zajem kinematičnih parametrov pri analizi gibanja, za sprotno podajanje povratne informacije ali za zagotavljanje povratnozančne informacije pri vođenju nosljivih robotskih pripomočkov.

4 Ocenjevanje parametrov vstajanja za klinično prakso

V STAJANJE je poleg usedanja najpogosteje izvajani človeški manever. V povprečju naj bi človek vstal 60-krat na dan [112]. Zmožnost vstajanja iz sedečega v stoječi položaj je pogoj za samostojno in aktivno življenje posameznika, saj predstavlja povezavo med mirovanjem in gibanjem [45, 152]. V primeru okrnjene zmožnosti oziroma nezmožnosti vstajanja je oseba odvisna od pomoči drugih ter uporabe ortopedskih pripomočkov, od katerih je pogosto uporabljen invalidski voziček. Pomembno je, da si oseba z okvaro z vadbo ali s kirurškimi posegi povrne oziroma izboljša sposobnost vstajanja ter s tem poskrbi za neodvisno življenje ter posledično višjo kvaliteto življenja.

Vstajanje se smatra za biomehansko najbolj zahteven gibalni manever izvajan v vsakdanjem življenju. Vstajajoči mora generirati zadostne navore v sklepih spodnjih ekstremitet za dvig teže telesa v stoječ položaj, obenem pa mora zagotoviti koordinirano gibanje mišično-skleletnega sistema, da prepreči izgubo ravnotežja. V literaturi je vstajanje največkrat obravnavano glede na kinematične parametre, kot so koti v sklepih in naklonski kot trupa [57, 114, 115, 117, 118, 120, 121, 153, 154], trajektorije gibanja posameznih sklepov [117, 155] in položaj težišča telesa [114, 115, 118, 121], ali tudi glede na dinamične parametre, kot so sile pod stopali in izračunani navori v sklepih [45, 57, 114, 116, 118–120, 154, 155]. Na osnovi kinematičnih in dinamičnih parametrov so analizirani tudi parametri, kot so čas vstajanja, nastop in trajanje posamezne faze vstajanja [45, 114, 156], začetni položaj telesa [120, 153, 154, 157, 158], strategije vstajanja [114, 118, 152] in uspešnost samega vstajanja [155].

Strategija vstajanja je pogojena z začetnim položajem vstajajoče osebe ter hitrostjo vstajanja. Začetni položaj je določen z višino stola, postavitvijo nog ter naklonom trupa. Raziskave vpliva višine stola so pokazale, da nižji stol zahteva večji fizični napor ter uporabo nadomestnih strategij [158, 159]. Položaj nog pomembno vpliva na samo vstajanje. Ce so stopala postavljena bolj naprej od stola, se podaljša čas vstajanja, podaljša se horizontalni premik skupnega težišča telesa, obenem pa se povečajo navori v sodelujočih sklepih, posebno še v kolkih [153,154]. Pai in Rogers [120] sta raziskovala vpliv hitrosti izvajanja vstajanja; pokazala sta, da hitrejše vstajanje zahteva večje obremenitve v sklepih spodnjih ekstremitet v primerjavi s počasnejšim vstajanjem.

Večina raziskav vstajanja predpostavlja, da je vstajanje simetrično gibanje glede na sagitalno ravnino telesa. Toda analiza vstajanja zdravih oseb pri različnih začetnih položajih leve in desne noge je pokazala izraženo določeno asimetrijo [157, 160]. Raziskave so pokazale, da je med vstajanjem noga, ki je bolj oddaljena od stola v smeri naprej, manj obremenjena kot bližnja noga. Asimetrija je močneje opazna tudi pri osebah z raznimi omejitvami gibanja, kot so hemipareza [157, 161, 162], parkinsonova bolezen [163], totalna artroplastika kolka [164] ter amputacija spodnjega uda [156, 165].

Vstajanje je manever, pri katerem se težišče telesa prenese iz stabilnega sedečega položaja z relativno velikim podpornim poligonom v znatno manj stabilno stoječo držo z manjšim podpornim poligonom. Z vidika zagotavljanja ravnotežja je pomemben prehod težišča telesa iz gibanja naprej v gibanje navzgor. Pomemben je tudi uspešen zaključek manevra vstajanja v pokončni drži, da le-ta ne rezultira v dodatnem koraku oziroma v neuspelem vstajanju. Kot parameteri za oceno ravnotežja pri vstajanju je v literaturi moč zaslediti potek težišča in njegovo projekcijo na tla [166, 167], ekstrapolirano težišče [168], prijemališče rezultančne reakcijske sile [167, 169] in prijemališče sile tal, ki uravnovesi sile in navore, ki delujejo na telo [170]. Spremljanje ravnotežnih parametrov je pomembno tako iz vidika varnosti, detekcije uspešnosti vstajanja kot tudi za razvoj ustreznih metod preprečevanja izgube ravnotežja.

Obravnava vzorcev vstajanja oseb z omejitvami gibanja pripomore k izboljšanju razumevanja biomehanike vstajanja, saj prikazuje, kateri parametri odstopajo od normalnega vzorca vstajanja ter so potrebni nadaljnje obravnave oziroma izboljšave z ustrezno terapijo. Nenormalni vzorci vstajanja so posledica poškodbe lokomotornega sistema spodnjih ekstremitet, degenerativne sprememebe sklepov, v skrajnih primerih amputacije ter drugih stanj, ki vplivajo na lokomotorni sistem spodnjih ekstremitet (npr. discus hernia, poškodbe in bolezni hrbtenjače oziroma hrbtenice) [171]. V večini naštetih primerov lahko z ustrezno terapijo izboljšamo vzorec vstajanja. Za spremljanje poteka terapije in njenega vpliva na izboljšanje vstajanja je potreben merilni sistem in metodologija za ocenjevanje parametrov pred, med in po terapiji.

4.1 Ocenjevanje asimetrije vstajanja pri osebah po amputaciji

Amputacija je namerna ali nenamerna odstranitev dela telesa bodisi s poškodbo ali operativno. Zaradi povečanega pojava težav s perifernim arterijskim žiljem, je več amputacij izvedenih na spodnjih udih [171,172]. Amputacija dela spodnjega uda pomeni izgubo enega ali več segmentov in sklepov, kar močno vpliva na vzorec vstajanja ter posledično na zmanjšanje kakovosti življenja [173,174]. Oseba po amputaciji izgubi sposobnost generiranja potrebnih navorov v preostalih sklepih na amputirani strani, kar privede do povečane obremenitve zdrave noge ter s tem dodatno izražene asimetrije [10, 156, 165, 175]. Asimetrijo je možno zmanjšati z uporabo novejših aktivnih protez [176–178]. Da bi le-te omogočile čimbolj simetrično gibanje, sistem vodenja protez potrebuje ustrezen senzorni sistem [179], ki spremlja trenutne parametre gibanja [12].

Highsmith [165] je s sodelavci predstavil asimetrijo dinamičnih parametrov vstajanja oseb po transfemoralni amputaciji, pri čemer so testne osebe uporabljale različne proteze. Med samimi protezami ni bilo opaznih razlik v asimetriji, medtem ko je le-ta bila močno izražena v primerjavi z zdravimi osebami. Burgerjeva in kolegi [156] so pokazali razliko v kinematičnih in dinamičnih parametrih vstajanja med zdravimi osebami ter osebami po trasfemoralni amputaciji. Raziskava je pokazala, da imajo osebe po amputaciji izraženo razliko med koti v sklepih in reakcijskimi silami zdrave in amputirane strani. Agrawal [180] je s sodelavci preučeval simetrijo razporeditve teže oseb po transtibialni amputaciji med vstajanjem z in brez opore rok. Rezultati so pokazali, da osebe po amputaciji obremenijo zdravo stran za okoli 27% bolj kot amputirano ne glede, ali vstajajo z oporo ali brez.

Analiza vstajanja oseb po amputaciji podaja osnovno znanje o vzorcu vstajanja. Obenem tudi pokaže, kateri opisni parametri so primerni za oceno asimetrije med rehabilitacijo. V ta namen smo izvedli študijo vstajanja iz sedečega v stoječi položaj skupine oseb po amputaciji ter jo primerjali s skupino zdravih oseb. Obenem smo preverili še vpliv višine sedeža ter hitrosti vstajanja na asimetrijo.

4.1.1 Metodologija

Analiza vpliva transtibialne amputacije na gibanje oseb po amputaciji je zajemala primerjavo kinematičnih in dinamičnih parametrov skupine oseb po amputaciji in skupine zdravih oseb. Skupina oseb po amputaciji je obsegala pet moških (starost: 36.8 ± 11.3 let, višina: 1.80 ± 0.07 m, teža: 90.8 ± 14.9 kg). Vse osebe so bile dobro utečene pri hoji s protezo. Štiri osebe so uporabljale protezo s samo stisljivimi deli (to je brez gibljivih delov). Ena oseba je uporabljala protezo z večosnim gležnjem, ki je gibajoč le ob obremenitvi. V tabeli 4.1 so predstavljeni vzroki za amputacijo ter tipi protez, ki so jih uporabljale obravnavane osebe.

OSEBA	STRAN AMPUTACIJE	VZROK AMPUTACIJE	TIP PROTEZE
A1	L	poškodba	PTS ležišče, poliform vložek, di-
			namično stopalo z amortizerjem
A2	L	poškodba	PTS ležišče, silikonski vložek, di-
			namično stopalo
A3	D	poškodba	PTS ležišče, silikonski vložek, Flex sto-
			palo
A4	D	poškodba	PTS ležišče, poliform vložek, SACH
			stopalo
A5	D	poškodba	PTS ležišče, silikonski vložek, večosno
			stopalo

Tabela 4.1: Vzrok amputacije in tip uporabljene proteze sodelujočih oseb

Skupina zdravih oseb je obsegala šest zdravih moških (starost: $40,7\pm10,5$ let, višina: $1,74\pm0,07$ m, teža: $78,7\pm14,3$ kg). Nobena zdrava oseba ni imela v preteklosti hujših poškodb spodnjih ekstremitet ali nevroloških bolezni. V tabeli 4.2 so zbrani osnovni demografski podatki sodelujočih oseb, pri čemer so z A označene osebe po amputaciji z Z pa zdrave osebe.

Za merjenje kinematičnih parametrov smo uporabili optoelektronski merilni sistem Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada). Merilne infrardeče svetilne diode so bile nameščene nad anatomske točke telesa, ki so obsegale središče gležnjev, kolen, kolkov, ramen ter komolcev, nad peto stopalnico in petnico na vsakem stopalu, na vsako stran trupa v višini lumbosakralnega sklepa ter nad temporomandibularni sklep. Postavitev diod je predstavljena na sliki 4.1 levo. Osebe so sedele na sedežu s prilagodljivo višino, na katerem je bil nameščen 6-osni senzor sil in navorov JR3 (JR3, Inc., Woodland, Kalifornija, ZDA), stopala na tleh pa so bila v stiku s pritiskovnimi ploščami AMTI (AMTI, Inc., Newton, Massachusetts, ZDA). Na sliki 4.1

OSEBA	SPOL	STAROST / leta	višina / m	teža / kg
A 1	М	54	1,84	82
A2	М	35	1,75	114
A3	М	33	1,72	75
A4	М	39	$1,\!90$	95
A5	М	23	1,78	88
Z1	М	38	1,74	84
Z2	М	29	1,76	88
Z3	М	32	1,74	65
Z4	М	54	1,78	85
Z5	М	53	1,70	93
Z6	М	38	1,74	57

Tabela 4.2: Osnovni demografski podatki oseb, ki so sodelovale pri raziskavi (A - osebe po amputaciji, Z - zdrave osebe)

desno je prikazana obravnavana oseba med meritvijo.

Merilni protokol je obsegal vstajanje oseb iz udobnega sedečega položaja s prekrižanimi rokami na prsih iz dveh višin stola: 90% in 70% višine kolena v stoječem položaju. Osebe so dobile ustna navodila, da naj iz vsake višine stola vstajajo s tremi različnimi hitrostmi (normalno, počasi in hitro), ki si jih poljubno izberejo. Med vstajanjem smo zajemali pozicije merilnih diod, reakcijske sile pod stopali s pripadajočim prijemališčem ter sile in navore pod sedežem. Zajemanje signalov je potekalo z vzorčno frekvenco 100 Hz. Pri vsaki hitrosti vstajanja je vsaka oseba naredila vsaj 7 ponovitev, da se je zagotovilo vsaj pet veljavnih meritev. Neustrezne meritve so bile izključene iz nadaljnje obravnave.

Zajeti signali položajev merilnih diod so bili najprej interpolirani in filtrirani z Butterworthovim filtrom četrtega reda z mejno frekvenco 5 Hz. Iz pozicij diod smo sestavili poenostavljen 7-segmentni model človeka, pri čemer smo mase segmentov, položaje težišč ter vztrajnostne tenzorje določili glede na antropometrične podatke [149]. Iz tega modela so bili izračunani koti v sklepih, translacijske hitrosti ter pospeški segmentov. Obremenitve v sklepih so bile določene z uporabo rekurzivnega Newton-Eulerjevega algoritma, ki je predstavljen v poglavju 2.6. Koncept metodologije obravnave izmerjenih



Slika 4.1: Začetni položaj obravnavane osebe z označenimi merilnimi infrardečimi svetilnimi diodami (D1-D9), izračunanimi središči sklepov ter težišči segmentov s pripadajočimi koordinatnimi sistemi (levo), ter fotografija osebe po transtibialni amputaciji pred začetkom vstajanja (desno)

podatkov je prikazan na sliki 4.2.

Trenutka začetka in konca izvajanja manevra vstajanja sta bila definirana glede na [165]. Začetek vstajanja je definiran kot trenutek zaznave premikanja trupa naprej. Konec vstajanja pa je definiran kot ustalitev premikanja sklepov kolen in kolkov: oba kota morata doseči svoji končni poziciji v iztegnjeni legi ter ostati stabilna vsaj 0,25 s.

Asimetrijo med zdravo in amputirano stranjo pri osebah po amputaciji ter med dominantno in nedominantno stranjo pri zdravih osebah smo določili kot celotno razliko RMS (angl. Root-Mean-Square) ΔA_{RMS} potekov kinematičnih in dinamičnih parametrov

$$\Delta A_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} \left(A_{S,k} - A_{P,k}\right)^2}, \qquad (4.1)$$

pri čemer $A_{S,k}$ in $A_{P,k}$ predstavljata veličino zdrave (S) in amputirane (A) strani (oziroma dominantne in nedominantne strani v primeru zdrave osebe). N predstavlja število vzorcev, zajetih med meritvijo vstajanja. Glede na enačbo (4.1), smo ocenili


Slika 4.2: Obravnava vstajanja oseb z laboratorijsko opremo. Rumeni bloki predstavljajo senzorni del, zeleni blok antropometrične podatke, pridobljene iz literature, siva bloka izračun kinematičnih in dinamičnih parametrov, zadnji blok pa primerjavo teh parametrov glede na levo in desno stran.

razliko v potekih kotov v sklepih gležnjev, kolen in kolkov, vertikalni komponenti reakcijskih sil ter navorih v gležnjih, kolenih in kolkih. Slednji so bili izračunani okoli osi, ki predstavlja normalo na ravnino, definirano z dvema proksimalnima segmentoma. Agrawal in ostali [180] so predlagali indeks asimetrije AI, ki je definiran kot razmerje med razliko in vsoto obravnavane veličine zdrave (A_S) in okvarjene (A_P) strani

$$AI_k = \frac{A_{S,k} - A_{P,k}}{A_{S,k} + A_{P,k}}.$$
(4.2)

V primerjavi z indeksom asimetrije AI, ki oceni asimetrijo v samo določenem časovnem trenutku, ΔA_{RMS} opiše asimetrijo skozi celoten potek vstajanja.

Statistična analiza značilk vstajanja je obsegala izračun deskriptivnih parametrov (povprečna vrednost, standardna deviacija). Razlike med skupino oseb po amputaciji ter skupino zdravih oseb smo primerjali z uporabo Studentovega t-testa. Za analizo vpliva višine sedeža ter hitrosti vstajanja na asimetrijo med vstajanjem smo uporabili enosmerno analizo varianc (ANOVA). Meja signifikance je bila določena s p = 0.05.

Implementacija algoritmov, zajem podatkov ter statistična analiza so bili izvedeni v programskem paketu Matlab R2013a (MathWorks, Massachusetts, ZDA).

4.1.2 Rezultati in razprava

Kinematična analiza vstajanja je zajemala primerjavo trajektorij kotov v gležnju, kolenu ter kolku ter naklonskega kota trupa. Razlike v soodvisnosti kotov spodnjih ekstremitet so predstavljene z uporabo faznih ravnin [181]. Tipični poteki kinematičnih parametrov vstajanja so predstavljeni na sliki 4.3 za osebo s transtibialno amputacijo desne noge A3 ter zdravo osebo Z4. Fazne ravnine nakazujejo razlike pri vstajanju osebe po amputaciji in zdrave osebe kot tudi razlike med zdravo (dominantno) in amputirano (nedominantno) stranjo.

Povprečne vrednosti ocenjene asimetrije $\Delta \theta_{RMS}$ s pripadajočimi standardnimi deviacijami izračunane za skupini oseb po amputaciji ter zdravih oseb pri vstajanju iz različnih višin stola (70–nizek sedež, 90–visok sedež) ter z različnimi hitrostmi (N– normalna hitrost, P–počasno, H–hitro) na sliki 4.4 prikazujejo vpliv začetnih pogojev na vstajanje. Opaziti je moč izrazito asimetrijo merjenih parametrov pri vstajanju oseb po amputaciji kot tudi razliko v maksimalnem naklonu trupa med obema skupinama.

Največja asimetrija kinematičnih parametrov je pri osebah po amputaciji opazna pri kotih v gležnju (11,6°±6,6°). Asimetrija v kotih kolena ter kolka je manjša (8,6°±4,2° ter 5,3°±1,8°). Vstajanje zravih oseb je bolj simetrično; asimetrija kotov v gležnju, kolenu in kolku znaša 1,8°±0,7°, 2,9°±0,9° ter 2,4°±1,2°.

Na sliki 4.5 so prikazani tipični časovni poteki vertikalne komponente reakcijske sile $F_{R,Y}$ posamezne noge, normalizirane glede na težo osebe (TO), ter izračunanih navorov v gležnju, kolenu ter kolku, normaliziranih glede na produkt teže in višine osebe (TO×VO) za zdravo osebo Z1 ter osebo po amputaciji A1. Iz potekov obremenitev je moč razbrati očitno asimetrijo obremenjevanja ekstremitet osebe z amputacijo.

Podobno kot pri kinematičnih parametrih smo tudi za dinamične parametre izračunali asimetrijo med veličinami desne in leve strani, ter tako ocenili prispevek posamezne strani k sili, potrebni za izvedbo vstajanja. Stolpčni diagrami na sliki 4.6 predstavljajo povprečne RMS vrednosti normalizirane $F_{R,Y}$ ter navorov sklepov spodnjih ektremitet s pripadajočimi standardnimi deviacijami ocenjenih pri različnih pogojih vstajanja. Ponovno se opazi večja asimetrija pri osebah po amputaciji v primerjavi z zdravimi osebami.

Vertikalna komponenta reakcijske sile $F_{R,Y}$ osebe po amputaciji je za posamezno nogo različna; povprečna asimetrija znaša $25,5\% \pm 10,8\%$ TO. Asimetrija navorov v gležnju ter kolenu med zdravo ter amputirano stranjo znaša $1,6\% \pm 0,5\%$ TO×VO ter



Slika 4.3: Kinematični parametri vstajanja prikazani v faznih ravninah za osebo po amputaciji A3 (leva stran) in zdravo osebo Z4 (desna stran). Pika označuje začetek izvajanja manevra vstajanja.



Slika 4.4: Asimetrija kotov v gležnju $\Delta \theta_{GL,RMS}$, kolenu $\Delta \theta_{KL,RMS}$ in kolku $\Delta \theta_{KK,RMS}$ ter maksimalni naklon trupa $\theta_{TR,MAX}$ pri različnih kombinacijah hitrosti vstajanja ter višine sedeža (N–normalno, P–počasno, H–hitro vstajanje; 70–nizek sedež, 90–visok sedež)

 $2,8\% \pm 0,9\%$ TO×VO, pri čemer so navori na zdravi strani večji kot na strani proteze. Vstajanje oseb po amputaciji zaznamujejo večji navori v kolku na strani proteze. Asimetrija navorov v kolkih znaša $1,7\% \pm 0,4\%$ TO×VO. Zdrave osebe imajo bistveno bolj simetričen vzorec vstajanja. Povprečne razlike $F_{R,Y}$ znašajo $9,0\% \pm 3,5\%$ TO, medtem ko so razlike v navorih v gležnju, kolenu in kolku $0,6\% \pm 0,2\%$ TO×VO, $0,6\% \pm 0,2\%$ TO×VO ter $1,0\% \pm 0,3\%$ TO×VO.

Vpliv višine sedeža ter hitrost vstajanja na asimetrijo kinematičnih in dinamičnih parametrov smo statistično preverili z uporabo enosmerne analize varianc ANOVA. Dobljene *p*-vrednosti so podane v tabeli 4.3. Analiza vpliva višine sedeža na povprečno vrednost asimetrije je označena s p_1 vrednostmi (število meritev je n = 15 za posamezno višino sedeža za skupino oseb po amputaciji ter n = 16 za skupino zdravih oseb). S p_2 vrednostmi je predstavljena statistična analiza vpliva hitrosti vstajanja na asimetrijo predstavljenih parametrov (število meritev je n = 10 za posamezno višino sedeža za



Slika 4.5: Tipični poteki normirane reakcijske sile tal $F_{R,Y}$ in izračunanih navorov v gležnju M_{GL} , kolenu M_{KL} ter kolku M_{KK} za osebo po amputaciji A1 (leva stran) ter zdrave osebe Z1 (desna stran)



Slika 4.6: Asimetrija vertikalne komponente reakcijske sile $\Delta F_{R,Y,RMS}$ ter navorov v gležnju $\Delta M_{GL,RMS}$, kolenu $\Delta M_{KL,RMS}$ in kolku $\Delta M_{KK,RMS}$ pri različnih kombinacijah hitrosti vstajanja ter višine sedeža (N-normalno, P-počasno, H-hitro vstajanje; 70nizek sedež, 90-visok sedež)

skupino oseb po amputaciji ter n = 12 za skupino zdravih oseb). Rezultati ne kažejo signifikantnega vpliva začetnih pogojev vstajanja na samo asimetrijo kotov in navorov v spodnjih ekstremitetah ter reakcijskih silah. Edina značilna korelacija obstaja med maksimalnim naklonom trupa ter hitrostjo vstajanja ($p_2 < 0.05$ pri obeh skupinah).

Iz meritev je razvidno, da osebe po amputaciji pri začetni legi pred vstajanjem postavijo amputirano nogo pred zdravo. Razlika med začetnim položajem ene in druge noge je znašala $61 \text{ mm} \pm 37 \text{ mm}$, medtem ko je bila pri zdravih osebah ta razlika manj očitna ($10 \text{ mm} \pm 9 \text{ mm}$). Analiza obremenitev pokaže, da na amputirani strani delujejo manjši navori v sklepih. To sovpada z ugotovitvami, da je noga, ki je postavljena pred drugo nogo, podvržena manjšim obremenitvam [157].

Iz slike 4.4 je razvidno, da je pri vstajanju oseb po amputaciji izražen večji nagib trupa v primerjavi z zdravimi osebami. Dodatno je bila zaznana rotacija v transverzalni ravnini proti zdravi strani za kot $7,1^{\circ} \pm 5,4^{\circ}$. Ta rotacija je bila zaznana tudi pri

	OSEBE PO AMPUTACIJI		ZDRAVE OSEBE	
PARAMETER	p_1	p_2	p_1	p_2
$\Delta \theta_{GL,RMS}$	0,35	0,73	0,06	0,77
$\Delta \theta_{KL,RMS}$	0,14	0,77	0,11	0,75
$\Delta \theta_{KK,RMS}$	0,71	0,68	$0,\!68$	$0,\!87$
$\theta_{TR,MAX}$	0,91	< 0.05	0,61	< 0,05
$\Delta F_{R,Y,RMS}$	0,36	0,72	$0,\!45$	$0,\!48$
$\Delta M_{GL,RMS}$	0,75	0,41	$< 0,\!05$	< 0,05
$\Delta M_{KL,RMS}$	$0,\!55$	0,53	0,82	0,52
$\Delta M_{KK,RMS}$	0,61	$0,\!54$	0,78	0,29

Tabela 4.3: Rezultati statistične analize vpliva višine sedeža (p_1) in hitrosti vstajanja (p_2) na asimetrijo kinematičnih in dinamičnih parametrov

vstajanju oseb po transfemoralni amputaciji. Glede na rezultate predstavljene v tabeli 4.3 lahko povzamemo, da je maksimalni naklon trupa pri vstajanju tako oseb po amputaciji kot tudi zdravih oseb odvisen od hitrosti vstajanja. Relacija med hitrostjo in naklonom je obratno sorazmerna: pri hitrejšem vstajanju se oseba manj nagne naprej (glej sliko 4.4).

Pri vstajanju zdravih oseb so razlike v kotih med desno in levo stranjo majhne, kot je to razvidno s slike 4.4. Razlike so bolj očitne pri osebah po amputaciji. Asimetrija kinematičnih parametrov, ki je prisotna že v začetni legi pred vstajanjem, se odraža med celotnim manevrom. Vzrok za asimetrijo lahko pripišemo uporabi proteze, saj so vse osebe razen ene uporabljale proteze brez gibljivih delov. Te proteze imajo zaradi principa delovanja omejeno območje gibanja, kar posledično privede do razlik pri postavitvi spodnjih ekstremitet pred pričetkom vstajanja.

Zdrave osebe težijo k simetrični obremenitvi nog med vstajanjem. Asimetrija vertikalne komponente reakcijskih sil je znašala 9% TO pri zdravih osebah, pri osebah po amputaciji pa je bila ta značilno bolj izražena s povprečno vrednostjo 26% TO. Glede na literaturo [156], osebe po transtibialni amputaciji vstajajo manj asimetrično v primerjavi z osebami po transfemoralni amputaciji. Slednje obremenijo protezo šele proti koncu vstajanja. Asimetrijo smo ocenili tudi na podlagi navorov v sklepih spodnjih ekstremitet. Osebe po amputaciji imajo močno izraženo asimetrijo navorov v kolenu, kar je posledica neenakomerne porazdelitve teže med levo in desno nogo. Koleno zdrave noge mora tako generirati večje navore za dvigovanje večjega dela teže telesa. Iz vidika dinamičnih parametrov je vstajanje zdravih oseb skoraj simetrično; asimetrija navorov v gležnju, kolenu in kolku ne presega 0.8%, 0.8% in 1.3% TO×VO.

Vse omenjene razlike (razen asimetrije v kotu kolka pri normalnem vstajanju z višjega položaja sedišča, maksimalnega naklona trupa pri normalnem vstajanju z nizkega sedišča ter hitrem vstajanju z visokega sedišča, ter navora v kolku pri počasnem vstajanju z nizkega sedišča) se značilno razlikujejo med skupino oseb po amputaciji ter skupino zdravih oseb. Analiza vpliva začetnega položaja je pokazala, da je asimetrija kinematičnih in dinamičnih parametrov neodvisna od višine sedeža in od hitrosti vstajanja.

Izsledki analize so primerni za uporabo v rehabilitaciji oseb po amputaciji med učenjem ustreznih strategij vstajanja. Naraven in simetričen vzorec vstajanja zagotovi enakomerno obremenitev obeh nog, s čimer se prepreči preobremenitve posameznih sklepov. Le-te lahko sicer privedejo do bolečine ter v skrajnem primeru tudi do poškodb sklepov. Ocenjevanje asimetrije je uporabno orodje za objektivno ocenjevanje napredka rehabilitacije v postoperativni obravnavi po operaciji kolena ali kolka. Uporaba laboratorijske opreme (optoelektronski merilni sistem, pritiskovne plošče) zagotavlja natančne merilne rezultate, obenem pa predstavlja velik vložek tako pri nakupu kot uporabi. Uporaba nosljivega senzornega sistema, ki je sposoben natančnega zajemanja kinematičnih in dinamičnih parametrov, bi poenostavila in pocenila obravnavo ter spremljanje napredka oseb z motnjami gibanja v klinični praksi.

4.2 Primerjava vzorca vstajanja pred in po totalni artroplastiki kolka

Artroza je bolezen sklepov, pri čemer gre za degenerativno spremembo sklepnega hrustanca in reakcijo kosti ter ostalega paraartikularnega tkiva [171]. Bolezen je pogostejša pri starejših ljudeh. Najpogosteje se pojavi v kolenskem ter kolčnem sklep in se izraža kot bolečina, omejena gibljivosti sklepa, morebitna sklepna nestabilnost, atrofija posameznih mišic ali prikrajšava udov. V večini primerov bolezen napreduje do faze, ko je potrebno okvarjen sklep zamenjati z umetnim.

Vstavitev umetnega sklepa (artroplastika) je v ortopediji med najbolj hitro raz-

vijajočimi se področji. Najpogostejši kirurški posegi so totalne artroplastike kolka; v Sloveniji ortopedi opravijo okoli 2000 zamenjav kolčnega sklepa na leto. V praksi je pogosta izvedba t.i. minimalno invazivni postopek [182], pri katerem kirurg zareže le okoli 8 cm dolg rez na sprednji strani sklepa. Izpostavljene mišice med operacijo le razklenejo in jih ne prekinejo. Obrabljeno glavico stegnenice se zamenja z umetno kovinsko ali keramično kroglo z vratom, ki se fiksira v votlo sredino kosti. Poškodovano površino ponvice kolka nadomesti kovinska. Med kroglo in ponvico kirurg vstavi plastičen, keramičen ali kovinski distančnik, ki omogoča gladko drsenje. V primeru cementne endoproteze lahko pacient že prvi dan po operaciji polno obremeni operirano nogo [183]. Po petem do sedmem dnevu se pacient že lahko vrne v domače okolje. Prednost minimalno invazivnega postopka je v manjši izgubi krvi med operacijo ter znatno hitrejša in manj boleča rehabilitacija.

Pri pojavu bolečine med gibanjem oseba podzavestno išče položaj, kjer je bolečina najmanjša. Prilagajenje privede do neenakomerne (asimetrične) obremenitve sklepov. Obenem se prekomerno obrablja tudi zdrava stran, kar lahko rezultira v pojavu dodatne bolečine. Po operativnem posegu je potrebno operirane sklepe postopno obremenjevati do polne obremenitve, pri čemer je končni cilj čimbolj simetrična obremenitev med obema stranema. Ustrezna rehabilitacija obsega gibanje obravnavanih sklepov v polnem obsegu, preprečevanje nepravilnih položajev ter enakomerno obremenjevanje sklepov. Sistem za sprotno spremljanje kinematičnih in dinamičnih parametrov pacientov predstavlja terapevtu pomembno orodje za merjenje in ocenjevanje pri njihovi obravnavi.

Vstajanje je biomehansko zelo zahtevno opravilo, saj za prenos telesa iz sedečega v stoječi položaj zahteva velike navore v sklepih, predvsem v kolenu. Da bi preverili primernost predstavljenega nosljivega senzornega sistema za spremljanje kinematičnih in dinamičnih parametrov, smo izvedli tri serije eksperimentalnih meritev vstajanja osebe z diagnosticirano artrozo, pri kateri je bilo predvideno kirurško zdravljenje. Meritve so obsegale analizo vstajanja pred posegom, ter tri mesece in pol leta po posegu. Cilj analize je bil pokazati uporabnost nosljivega merilnega sistema v klinični praksi za ocenjevanje uspešnosti posega kot tudi same rehabilitacije.

4.2.1 Metodologija

Analiza vstajanja pred in po operativnem posegu je zajemala primerjavo vzorca vstajanja pacienta z diagnosticirano artrozo levega kolka pred in po operativnem posegu. Oseba je bila stara 64 let, visoka 185 cm ter težka 100 kg. Subjekt pred tem ni imel znanih nevroloških motenj ali težjih poškodb spodnjih ekstremitet. Meritve so potekale v treh serijah: prva serija je zajemala meritve pred operacijo, druga serija meritve tri mesece po operaciji ter tretja serija šest mesecev po operaciji.

Pri izvedbi meritev je bila oseba opremljena s sedmimi inercialnimi merilnimi enotami ter merilnimi vložki EU številka 43/44. Vsaka IME je bila pritrjena na trikotno merilno ploščico, ki je bila opremljena s tremi infrardečimi svetilnimi diodami optoelektronskega merilnega sistem Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada). Tri merilne diode so bile uporabljene za zajem referenčnih podatkov pripadajoče IME. Merilne ploščice so bile pritrjene na posamezne segmente telesa: stopala, goleni, stegna ter trup. Infrardeče diode so bile dodatno nameščene na anatomske točke spodnjih ekstremitet, ki so obsegala središča gležnjev, kolen, kolkov ter ramen. Postavitev sistema je predstavljena na sliki 4.7 levo. Oseba je sedela na namenskem stolu, opremljenim s 6-osnim senzorjem sil in navorov JR3 (JR3, Inc., Woodland, Kalifornija, ZDA). Višina stola je znašala 90% višine kolena v stoječem položaju osebe. Obravnavani subjekt je imel stopala položena na pritiskovni plošči AMTI (AMTI, Inc., Newton, Massachusetts, ZDA). Na sliki 4.7 desno je prikazana oseba v položaju pred vstajanjem.

Merilni protokol je obsegal vstajanje osebe iz sedečega položaja s prekrižanimi rokami na prsih. Merjeni subjekt je dobil ustna navodila, da naj vstane s hitrostjo, ki je čim bližja njegovi normalni hitrosti vstajanja. Med merjenjem smo zajeli izhodne signale IME ter merilnih vložkov, pozicije merilnih diod, reakcijske sile pod stopali s pripadajočim prijemališčem ter sile in navore pod sedežem. Zajem vseh signalov je potekal s frekvenco vzorčenja 100 Hz. Vsaka serija meritev je obsegala 10 zaporednih ponovitev vstajanja.

Zajeti signali IME, ki opisujejo kotno hitrost, translacijski pospešek in smer magnetnega polja, so bili združeni z algoritmom predstavljenim v poglavju 2.3.2. Pri vstajanju sta obe nogi v kontaktu s tlemi, zato je rekurzivni izračun orientacij potekal istočasno za levo in desno nogo od stopal preko goleni, stegnenice do trupa. V primeru, da bi oseba med vstajanjem oziroma po koncu vstajanja naredila dodatni korak,



Slika 4.7: Levo: začetni položaj merjenega subjekta z označeno postavitvijo infrardečih svetilnih diod (D4–D7) referenčnega merilnega sistema ter merilnih ploščic z IME (IME4–IME7) nosljivega senzornega sistema. Desno: fotografija osebe z nameščenimi merilnimi sistemi pred začetkom vstajanja.

bi algoritem na podlagi signalov iz merilnih vložkov avtomatsko preklopil v izračun v smeri od stojne noge preko trupa do stopala noge v zraku. Položaji IME na telesu, ki so potrebni za uspešno implementacijo algoritma, so bili določeni na podlagi položajev merilnih diod na sklepih ter merilnih ploščicah. Iz znanih orientacij segmentov smo določili kinematične parametre. Le-ti so obsegali kote v sklepih spodnjih ekstremitet z največjim obsegom gibanja pri vstajanju: dorzalna/plantarna fleksija gležnja, ekstenzija/fleksija kolena, ekstenzija/fleksija kolka ter naklon in rotacija trupa. Za določitev dinamičnih parametrov smo uporabili rekurzivno Newton-Eulerjevo metodo. Reakcijske sile pod stopali, izmerjene z merilnimi vložki, so bile ustrezno skalirane glede na referenčne meritve. Ker nosljivi senzorni sistem ne vključuje senzorja sil na sedežu, reakcijskih sil, ki deluje na sedalni del, ne upoštevamo v dinamičnem modelu; le-ta je tako veljaven samo od trenutka dviga s sedeža. Dinamični parametri so zajemali reakcijske sile pod stopali ter navore v sklepih spodnjih ekstremitet. Navori so bili določeni okoli osi, ki predstavlja normalo na ravnino, definirano z dvema proksimalnima segmentoma. Shema zajema in analize podatkov z nosljivim senzornim sistemom



je prikazana na sliki 4.8.

Slika 4.8: Obravnava vstajanja oseb z nosljivim senzornim sistemom. Rumeni bloki predstavljajo senzorni del, vijolični blok metodo senzornega združevanja, zeleni blok antropometrične podatke, pridobljene iz literature, siva bloka izračun kinematičnih in dinamičnih parametrov, zadnji blok pa primerjavo teh parametrov glede na levo in desno stran.

Pri obravnavi z referenčnim merilnim sistemom smo postopali podobno, kot je opisano v poglavju 4.1.1. Zajeti položaji infrardečih diod so bili najprej interpolirani in filtrirani z Butterworthovim filtrom četrtega reda z mejno frekvenco 5 Hz. Nato smo razvili poenostavljen 7-segmentni model človeka. Na podlagi modela so bili izračunani koti v sklepih, translacijske hitrosti ter pospeški segmentov. Obremenitve v sklepih so bile določene z uporabo rekurzivnega Newton-Eulerjevega algoritma.

Analiza vstajanja je razdeljena na dva dela. Prvi del obsega testiranje primernosti nosljivega senzornega sistema za zajem kinematičnih in dinamičnih parametrov. S pomočjo referenčnih meritev smo določili napako izmerjenih parametrov. Drugi del obsega primerjalno analizo treh serij meritev s poudarkom na analizi asimetrije kinematičnih in dinamičnih spremenljivk. Asimetrija je določena kot celotna razlika RMS ΔA_{RMS} parametrov med levo in desno stranjo (glej enačbo (4.1)). Kot je že bilo omenjeno, senzor reakcijskih sil na stolu ni del nosljivega merilnega sistema, zato smo v obravnavi upoštevali samo vrednosti od trenutka dviga s sedeža do konca vstajanja. Konec vstajanja je določen z ustalitvijo gibanja sklepov kolen in kolkov kot je opisano v [165].

Dobljene rezultate smo potrdili še s statistično analizo. Razlike med posameznimi serijami so bile analizirane z uporabo enosmerne analize varianc (ANOVA). Meja signifikance je bila določena s p = 0.05.

Implementacija algoritmov, zajem podatkov ter statistična analiza so bili izvedeni v programskem paketu Matlab R2013a (MathWorks, Massachusetts, ZDA).

4.2.2 Rezultati in razprava

Analiza kinematičnih in dinamičnih parametrov zajema primerjavo poteka kotov in navorov v sklepih ter reakcijskih sil, pridobljenih z nosljivim senzornim sistemom, z referenčnimi parametri, določenimi z laboratorijskim merilnim sistemom. Razlike med parametri spodnjih ekstremitet so prikazane s faznimi ravninami, ki povezujejo kote v sklepih s pripadajočimi navori. Poteki koti in navorov sklepov spodnjih ekstremitet pacienta z diagnosticirano napredovalo artrozo levega kolka pred predvideno totalno artroplastiko kolka, ocenjeni z nosljivim senzornim sistemom so prikazani na sliki 4.9 desno. Na levi strani slike so za primerjavo dodane tudi fazne ravnine parametrov, izmerjenih z referenčnim sistemom. Fazne ravnine nakazujejo na izraženo asimetrijo tako kinematičnih parametrov (vertikalna os) kot tudi dinamičnih (horizontalna os). Prikazani poteki so povprečne vrednosti 10 meritev; dodatno so na grafu vsakih 10% poteka vstajanja označene standardne deviacije obravnavanih parametrov. Iz primerjave poteka kotov v gležnjih je opazna razlika med začetnim kotom levega (-23°) in desnega gležnja (-12°) . Ta razlika nakazuje, da je bilo levo stopalo postavljeno pred desno. Posledično je leva noga manj obremenjena [157], zaradi manjših obremenitev pa oseba čuti manj bolečin v okvarjenem kolku.

Pri vstajanju trup predstavlja glavnino mase, ki jo morajo spodnje ekstremitete prenesti iz sedečega v stoječi položaj. Gibanje trupa je zato pomemben parameter pri analizi vstajanja. Na sliki 4.10 sta predstavljena povprečna rotacija trupa $\theta_{TR,Y}$ okoli **y** osi globalnega koordinatnega sistema in naklon trupa $\theta_{TR,Z}$ okoli **z** osi globalnega koordinatnega sistema pacienta z diagnosticirano artrozo levega kolka, zajeta z referenčnim



Slika 4.9: Fazne ravnine kot–navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet (gleženj, koleno, kolk), določene z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano totalno artroplastiko levega kolka. Po-samezne veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti z dodatno označenimi stan-dardnimi deviacijami vsakih 10 % trajanja vstajanja.

(leva stran) in nosljivim (desna stran) merilnim sistemom. Dodatno so označene tudi standardne deviacije obravnavanih veličin. Pozitiven kot rotacije $\theta_{TR,Y}$ opisuje rotacijo trupa proti levi strani, negativen $\theta_{TR,Y}$ pa rotacijo proti desni strani.

Za uspešno implementacijo dinamičnega modela človeka so potrebne zanesljive meritve interakcijskih sil na tleh. Na sliki 4.11 so prikazani povprečni poteki reakcijskih sil pod stopali leve (rdeča barva) in desne (modra barva) noge subjekta pred predvideno totalno artroplastiko kolka z označenimi standardnimi deviacijami. Leva stran



Slika 4.10: Poteka rotacije $\theta_{TR,Y}$ in naklona $\theta_{TR,Z}$ trupa, določena z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano totalno artroplastiko levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo. Negativna rotacija označuje rotacijo proti desni strani.



Slika 4.11: Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ($F_{R,Y}$, levo) ter nosljivim (F_{MV} , desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta pred načrtovano totalno artroplastiko levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo.

slike zajema referenčne reakcijske sile F_R , izmerjene s pritiskovnimi ploščami, desna stran pa reakcijske sile F_{MV} , izmerjene z merilnimi vložki. V obeh primerih je opazna razlika med desno in levo stranjo. Razviden je tudi večji raztros sil, izmerjenih z merilnimi vložki. Pred merjenjem vstajanja smo določili skalirni faktor na podlagi stacionarnih meritev s pritiskovnimi ploščami; skalirni faktor za levi merilni vložek je znašal 2,11 ± 0,06, za desni pa 2,34 ± 0,08.

Tri mesece po totalni artroplastiki kolka pacienti že lahko polno obremenijo operirano nogo. Pri rehabilitaciji je pomembno, da operirane osebe hodijo večkrat dnevno za krajši čas. Pri tem morajo paziti na enakomeren korak. Ko se počuti oseba dovolj varno, lahko opusti uporabo bergel [184].

Povprečni poteki kinematičnih in dinamičnih parametrov vstajanja subjekta, izmerjeni tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka, s pripadajočimi standardnimi deviacijami so predstavljenih s faznimi ravninami na sliki 4.12. Slika zajema parametre, izmerjene z referenčnim sistemom (leva stran) kot tudi parametre, določene z nosljivim senzornim sistemom (desna stran). V primerjavi s povprečnimi poteki parametrov vstajanja pred operativnim posegom (slika 4.9) je možno s slike opaziti večjo simetrijo med parametri leve in desne strani. Pri vstajanju pred operativnim posegom je začetni kot v gležnju leve noge znašal okoli -25° , po operaciji pa je ta primerljiv z začetnim kotom desnega gležnja (-10°), kar indicira na bolj enakomerno začetno postavitev stopal ter posledično bolj enakomerno obremenitev nog.

Na sliki 4.13 so prikazani povprečni poteki rotacije $\theta_{TR,Y}$ in naklona $\theta_{TR,Z}$ trupa osebe med vstajanjem, zajeti z referenčnim (levo) in nosljivim (desno) senzornim sistemom. Tri mesece po kirurškem posegu je rotacija trupa manj izrazita proti zdravi strani kot je bila pred operacijo. Poveča se tudi gibanje trupa naprej, kar nakazuje na večjo gibljivost kolčnega sklepa.

Zmanjšana asimetrija med reakcijskimi silami pod stopali je opazna tudi na sliki 4.14, kjer so prikazani povprečni poteki vertikalne komponente reakcijske sile med vstajanjem osebe iz sedečega v stoječi položaj. Skalirni faktor za merilne vložke je znašal $2,48 \pm 0,03$ za levi in $2,80 \pm 0,05$ za desni senzor.

Pol leta po totalni artroplastiki kolka je subjekt že normalno vključen v družbo ter opravlja svoje vsakodnevne dejavnosti. Še vedno se priporoča pazljivost pri gibanju, kot tudi izogibanje intenzivnejšim in fizično napornejšim športom, kot so tek, tenis, smučanje, nogomet, košarka [184].



Slika 4.12: Fazne ravnine kot-navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet (gleženj, koleno, kolk), določene z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka. Posamezne veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti z dodatno označenimi standardnimi deviacijami vsakih 10 % trajanja vstajanja.

Na sliki 4.15 so prikazane fazne ravnine kotov in navorov v sklepih pri vstajanju subjekta pol leta po totalni artroplastiki kolka. Poteki povprečnih kotov in povprečnih navorov se skoraj pokrivajo, kar nakazuje na visoko stopnjo simetrije parametrov leve in desne strani. Zopet so prikazane veličine zajete tako z referenčnim merilnim sistemom (levo), kot tudi z nosljivim (desno).

Gibanje trupa, opisano z rotacija in naklonom, je prikazano na sliki 4.16. Obrav-



Slika 4.13: Poteka rotacije $\theta_{TR,Y}$ in naklona $\theta_{TR,Z}$ trupa, določena z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo. Negativna rotacija označuje rotacijo proti desni strani.



Slika 4.14: Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ($F_{R,Y}$, levo) ter nosljivim (F_{MV} , desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta tri mesece po totalni artroplastiki levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo.



Slika 4.15: Fazne ravnine kot-navor za posamezene sklepe spodnjih ekstremitet (gleženj, koleno, kolk), določene z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka. Posamezne veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti z dodatno označenimi standardnimi deviacijami vsakih 10 % trajanja vstajanja.

navana oseba pol leta po operativnem postopku med vstajanjem izvaja rotacijo proti operirani strani. Na tak način dodatno obremeni to stran telesa, kar nakazuje na odsotnost bolečine v operiranem kolku ter večje zaupanje v operirano nogo.

Časovna profila reakcijskih sil pod stopali leve in desne noge, prikazana na sliki 4.17, nakazujeta majhno stopnjo asimetrije. Iz podobnih profilov reakcijskih sil leve in desne strani lahko sklepamo na enakomerno obremenitev sklepov spodnjih ekstremitet. Skalirni faktor med referenčnimi silami ter silami, izmerjenimi z merilnimi vložki,



Slika 4.16: Poteka rotacije $\theta_{TR,Y}$ in naklona $\theta_{TR,Z}$ trupa, določena z referenčnim (levo) ter nosljivim (desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo. Negativna rotacija označuje rotacijo proti desni strani.



Slika 4.17: Potek reakcijskih sil pod nogami, izmerjen z referenčnim ($F_{R,Y}$, levo) ter nosljivim (F_{MV} , desno) merilnim sistemom pri analizi vstajanja subjekta 6 mesecev po totalni artroplastiki levega kolka. Veličine so predstavljene kot povprečne vrednosti; barvno področje označuje standardno deviacijo.



Slika 4.18: Absolutne napake $\Delta \theta$ ocenjenih kotov (kot levega $\theta_{GL,L}$ in desnega $\theta_{GL,D}$ gležnja, levega $\theta_{KL,L}$ in desnega $\theta_{KL,D}$ kolena, levega $\theta_{KK,D}$ in desnega $\theta_{KK,D}$ kolka ter naklonski kot trupa $\theta_{TR,Y}$) z EKF pri merjenju vstajanja. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

določen z referenčnimi meritvami v stacionarnem stanju je bil $2,35 \pm 0,05$ za levi ter $2,66 \pm 0,06$ za desni merilni vložek.

Validacija nosljivega merilnega sistema je bila izvedena s primerjavo izmerjenih parametrov z referenčnimi. Na sliki 4.18 so s škatlastimi diagrami prikazane združene absolutne napake ocenjenih kotov ter naklona trupa $\theta_{TR,Z}$ vseh treh merilnih serij. Škatlasti diagrami so posamezno prikazani za kot levega in desnega gležnja ($\theta_{GL,L}$ in $\theta_{GL,D}$), kolena ($\theta_{KL,L}$, $\theta_{KL,D}$) in kolka ($\theta_{KK,L}$, $\theta_{KK,D}$). Prikazane napake so primerljive s tistimi, predstavljenimi pri validaciji algoritma za določevanje orientacije v poglavju 3. Delni vir napak je način namestitve IME na segmente, saj IME niso togo pritrjene na telo, zato lahko pride do neželenega premikanja IME skupaj s kožo. Pri ocenjevanju orientacije predpostavimo, da so segmenti toga telesa, kar pa ne drži. Pri gibanju se pod IME premikajo mišice, kar posledično privede tudi do premikanja nameščenih IME. Podobno velja tudi za namestitev merilnih markerjev referenčnega sistema na kožo.

Srednje vrednosti absolutne napake ocenjenih kotov znašajo manj kot 4,0°: 3,1° in 2,0° za kot levega in desnega gležnja, 2,7° in 3,3° za kot levega in desnega kolena, 2,4° in 2,9° za kot levega in desnega kolka ter 1,9° za naklon trupa. Absolutne napake so manjše od 15°, 75% napak pa je manjših od 6,5°. Prikazane lastnosti nosljivega merilnega sistema so primerljive z drugimi algoritmi za ocenjevanje kinematičnih parame-



Slika 4.19: Absolutne napake ocenjenih dinamičnih parametrov (reakcijske sile pod levo in desno nogo ($F_{MV,L}$ in $F_{MV,D}$), ter navorov v gležnjih ($M_{GL,L}$, $M_{GL,D}$), kolenih ($M_{KL,L}$, $M_{KL,D}$) in kolkih ($M_{KK,L}$, $M_{KK,D}$) pri merjenju vstajanja z nosljivim senzornim sistemom. Rdeča črta predstavlja srednjo vrednost (mediano), spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeče zvezdice označujejo minimalne oziroma maksimalne vrednosti. Ostale ekstremne vrednosti niso prikazane.

trov [83,84,91] ter potrjujejo primernost razvitega sistema za zajemanje kinematičnih parametrov pri analizi vstajanja v klinični praksi.

Absolutne napake ocenjenih dinamičnih parametrov pri merjenju vstajanja z nosljivim senzornim sistemom so predstavljene s škatlastimi diagrami na sliki 4.19. Statistična analiza vsebuje reakcijske sile pod levo in desno nogo ($F_{MV,L}$ in $F_{MV,D}$), ter navore v gležnjih ($M_{GL,L}$, $M_{GL,D}$), kolenih ($M_{KL,L}$, $M_{KL,D}$) in kolkih ($M_{KK,L}$, $M_{KK,D}$) vseh treh serij meritev, skupno 30 vstajanj.

Srednja napaka vertikalne komponente reakcijske sile pod stopali znaša $\Delta F_{MV,L} =$ 16,8 N za levo stran ter $\Delta \tilde{F}_{MV,D} =$ 16,1 N za desno stran, kar predstavlja okoli 3% maksimalne obremenitve posamezne noge. Največji absolutni napaki znašata 107 N za levo in 121 N za desno stran (okoli 20% največje obremenitve). Zavedati se je potrebno, da do teh napak pride zaradi različnih principov delovanja ter merjenja reakcijskih sil. Za merilne vložke je potrebno pred uporabo določiti skalirni faktor, s katerim preračunamo odziv senzorjev v absolutne vrednosti reakcijskih sil. Skalirni faktorji so določeni glede na meritev v stacionarnem stanju, torej takrat, ko oseba miruje. V primeru dinamičnega odziva ni nujno, da je ocenjeni skalirni faktor enak. K razliki prispeva tudi dejstvo, da merilni vložki ne razlikujejo med vertikalno in horizontalno komponento reakcijskih sil. Kot faktor napake lahko smatramo še postavitev stopala na merilnem vložku ter nedelujoče merilne celice, ki spremenijo razmerje med površino aktivnega, senzornega dela vložka ter pasivnega dela.

Napaka pri zajemu reakcijskih sil se prenese naprej na izračun dinamičnih parametrov preko rekurzivnega izračuna. Absolutna srednja napaka ocenjenih navorov je sorazmerno nizka ($\Delta \tilde{M} < 12 \text{ Nm}$). Za navore v gležnjih napaka znaša $\Delta \tilde{M}_{GL,L} = 2,1 \text{ Nm}$ ter $\Delta \tilde{M}_{GL,D} = 2,4 \text{ Nm}$, kar znaša približno 4% največje absolutne vrednosti navora v gležnju. Absolutna srednja napaka navorov v kolenu je $\Delta \tilde{M}_{KL,L} = 3,2 \text{ Nm}$ in $\Delta \tilde{M}_{KL,D} = 7,7 \text{ Nm}$; relativno je to približno 7% največjega navora v kolenu. Navori v kolku pa so bili ocenjeni z napako $\Delta \tilde{M}_{KL,L} = 5,3 \text{ Nm}$ za levo ter $\Delta \tilde{M}_{KL,D} = 12,0 \text{ Nm}$ za desno stran, kar je 6% največjega navora v kolku. Največje vrednosti napak so seveda višje; v primeru gležnja največja napaka predstavlja 40% največjega navora v gležnju, za koleno in kolk pa sta ti napaki manjši (32% in 27%). Prikazane lastnosti predlaganega merilnega pristopa z nosljivim sistemom merilnih vložkov in rekurzivnega izračuna dinamičnih parametrov potrjuje uporabnost v klinični praksi.

Drugi del analize zajema izračun in primerjavo asimetrije kinematičnih in dinamičnih parametrov med posameznimi serijami meritev. Pri vsaki meritvi je oseba vstajala s poljubno hitrostjo, ki naj bi bila blizu lastni normalni hitrosti vstajanja. Povprečen čas vstajanja osebe pred predvideno operacijo je znašal $3,0 \pm 0,7$ s. Povprečen čas vstajanja tri mesece po operativnem posegu je znašal $1,9 \pm 0,2$ s, po pol leta pa $2,1 \pm 0,3$ s. Statistična primerjava časov vstajanja je pokazala, da sta čas vstajanja ter s tem povezana hitrost vstajanja značilno različna pred ter po operativnem posegu (p < 0,01). Rezultati tudi kažejo, da čas, ki je potekel od posega (dolžina rehabilitacije), ne vpliva na čas vstajanja, saj je *p*-vrednost časov vstajanja po treh ter šestih mesecih znašala p = 0,13. Glede na dobljeno *p*-vrednost ne moremo zagotovo trditi, da so časi vstajanja po operaciji značilno različni. Skrajšan čas vstajanja po operativnem posegu kaže na izboljšanje motoričnih sposobnosti pacienta.

Na sliki 4.20 so prikazani parametri asimetrije ocenjenih kinematičnih parametrov leve in desne strani pred operativnim posegom, tri mesece po posegu ter pol leta po posegu. Iz stolpičnih diagramov je razvidna izražena asimetrija kotov v gležnju $(\Delta \theta_{GL,RMS} = 234^{\circ})$ ter kolenu $(\Delta \theta_{KL,RMS} = 253^{\circ})$, kar potrjujejo tudi prikazi v faznih ravninah (vertikalna os) na sliki 4.9. Izražena asimetričnost nakazuje na obrambni mehanizem zmanjšanja obremenitve ter s tem bolečine, saj je noga, ki je postavljena bolj naprej kot druga, manj obremenjena [157]. Manj izražena je asimetrija v kolku:



Slika 4.20: Asimetrija kotov v gležnju $\Delta \theta_{GL,RMS}$, kolenu $\Delta \theta_{KL,RMS}$ in kolku $\Delta \theta_{KK,RMS}$ ter maksimalni naklon trupa $\theta_{TR,Z,MAX}$ ocenjeni za posamezno serijo meritev (pred operativnem posegom, 3 mesece ter 6 mesecev po operativnem posegu). Na grafu so označene pripadajoče *p*-vrednosti, ki opisujejo statistične razlike med posameznimi serijami.

 $\Delta \theta_{KK,RMS} = 99^{\circ}$. Asimetrija kotov v gležnju ter kolenu se je po operativnem posegu statistično značilno zmanjšala, kar nakazujejo označene *p*-vrednosti (p < 0,01). Bolj simetrično gibanje je opazno tudi v prikazu parametrov s faznimi ravninami na sliki 4.12 in 4.15. Po operativnem posegu se je značilno povečala asimetrija potekov kota v kolku, kar je posledica prenosa teže z rotacijo trupa. Med asimetričnostjo potekov kotov v kolenu ter kolku, ocenjeno po treh mesecih ter pol leta po operativnem posegu ni značilne razlike (p > 0,05). To nakazuje, da pretečeni čas po operativnem posegu ne vpliva na izraženo asimetrijo v kotih spodnjih ekstremitet.

Največji naklon trupa pri vstajanju ni značilno različen pred in po totalni artroplastiki kolka (p > 0.05). Med različnimi serijami meritev pa je opazna razlika v rotaciji trupa (slike 4.10, 4.13 in 4.16). Pred operativnim posegom je rotacija trupa negativna. To pomeni, da pacient obrača trup proti zdravi desni nogi ter na ta način prenaša težo na zdravo nogo in s tem razbremenjuje okvarjeno. Vzorec vstajanja po operaciji pa prikazuje rotacijo trupa tako v pozitivni kot tudi negativni smeri. S tem oseba postopno obremenjuje operirano nogo ter si zagotavlja ravnotežne pogoje, potrebne za uspešno vstajanje.

Na sliki 4.21 je prikazana asimetrija dinamičnih parametrov leve in desne strani pred operativnim posegom, tri mesece po posegu ter pol leta po posegu. Stolpični



Slika 4.21: Asimetrija reakcijskih sil F_{MV} ter navorov v gležnju M_{GL} , kolenu M_{KL} in kolku M_{KK} ocenjena z uporabo nosljivega senzornega sistema za posamezno serijo meritev (pred operativnim posegom, 3 mesece ter 6 mesecev po operativnem posegu). Na grafu so označene pripadajoče *p*-vrednosti, ki opisujejo statistične razlike med posameznimi serijami.

diagram nakazuje povišano asimetrijo ocenjene reakcijske sile F_{MV} pred operativnim posegom ($\Delta F_{MV,RMS} = 3,0$ kN), ki pa ni statistično značilno različna od asimetrije po posegu, ki je znašala $\Delta F_{MV,RMS} = 2,4$ kN oziroma $\Delta F_{MV,RMS} = 2,5$ kN. Pred operativnim posegom je med vstajanjem močno izražena asimetrija navorov v kolenu ($\Delta M_{KL,RMS} = 0,5$ kNm) ter kolku $\Delta M_{KK,RMS} = 1,0$ kNm. Asimetrija se po totalni artroplastiki kolka značilno zmanjša: za navor v kolenu znaša $\Delta M_{KL,RMS} = 0,2$ kNm medtem ko je asimetrija navora v kolku polovico manjša $\Delta M_{KK,RMS} = 0,5$ kNm. Asimetrija navora v gležnju se po operativnem posegu poveča, čeprav statistična obravnava potrdi, da to povečanje ni značilno (p = 0,13). Povečana asimetrija navora v gležnju je lahko posledica spremenjenega vzorca vstajanja, nanjo pa vplivajo tudi manj zanesljive meritve reakcijskih sil.

Eksperimentalna validacija nosljivega senzornega sistema na primeru vstajanja pacienta z diagnosticirano artrozo levega kolka pred in po operativnem posegu je potrdila ustreznost merilnega sistema za zajem kinematičnih parametrov z majhno srednjo napako ocenjenih kotov (absolutna srednja vrednost napake je $< 4^{\circ}$). Omenjeni sistem je primeren tudi za zajem dinamičnih parametrov, pri čemer se je potrebno zavedati omejitev tehnologije izdelave senzornega sistema, predvsem merilnih vložkov. Absolutna srednja vrednost napake ocenjenih reakcijskih sil znaša približno 16 N, največja napaka pa lahko predstavlja 20% največje vrednosti reakcijskih sil. Srednja vrednost napake ocenjenih navorov znaša okoli 7% največje vrednosti navorov v posameznem sklepu. Primerjava vstajanja pacienta pred in po totalni artroplastiki levega kolka je pokazalo izrazito zmanjšanje asimetrije tako kinematičnih kot tudi dinamičnih parametrov. Z rezultati analize smo potrdili, da je razviti nosljivi senzorni sistem primeren za analizo vstajanja kakor tudi za spremljanje stanja pacienta pred operativnem posegom in med rehabilitacijo.

5 Sklepne ugotovitve

S PREMLJANJE gibanja človeka je zanimivo na področjih medicine, rehabilitacije, športa, tehnike in vodenja. Vsa navedena področja preučujejo človeka ter njegovo gibanje z namenom na primer hitrejše in bolj kakovostne rehabilitacije, izboljšanja športnih rezultatov ali posnemanja naravnega gibanja za vodenje robotskih sistemov. Obstoječi laboratorijski merilni sistemi za zajem kinematičnih in dinamičnih parametrov gibanja so zaradi tehnologije delovanja omejeni na majhen merilni prostor, zahtevajo visoko usposobljen kader za upravljanje, obenem pa so tudi dragi. Z razvojem in pocenitvijo MEMS tehnologije se je kot alternativa pojavila možnost izdelave majhnih merilnih enot, ki združujejo merjenje inercialnih in magnetnih veličin (IME), z ustreznimi metodami senzornega združevanja pa podajajo informacijo o svoji orientaciji. MEMS senzorji so v primerjavi z laboratorijskimi sistemi manjši, lažji, energijsko varčnejši, cenejši, enostavnejši za uporabo, uporabni tudi na terenu, obenem pa ne ovirajo in ne motijo uporabnika pri nošenju. Njihova slaba stran je manjša natančnost izračunanih vrednosti v primerjavi s stacionarnimi laboratorijskimi merilnimi sistemi.

Z željo po čim večji zanesljivosti in natančnosti ocenjevanja orientacije pri gibanju človeka smo razvili svojo metodo senzornega združevanja, ki temelji na razširjenem Kalmanovem filtru (EKF). Osnovni princip ocenjevanja orientacije z uporabo EKF zajema oceno orientacije preko intregracije kotne hitrosti s popravki lezenja glede na gravitacijski pospešek v mirovanju in glede na smer zemeljskega magnetnega polja. Tovrsten princip določanja orientacije v osnovi vsebuje dve zahtevi: i) kako v določenem trenutku zagotoviti popolno mirovanje, pri čemer pospeškometer izmeri samo gravitacijsko komponento pospeška, dinamična pa je nič ter ii) kako zagotoviti stabilno zemeljsko magnetno polje brez motenj.

Problem konstantnega združevanja podatkov brez vmesnega preklapljanja smo rešili tako, da smo izmerjeni pospešek modelirali kot vsoto znanega pospeška vpetja, gravitacijskega pospeška ter pospeška zaradi kroženja. Slednji pri svojem zapisu vsebuje kinematično relacijo, ki opisuje postavitev merilne enote na togem telesu. Ker smo postopek ocenjevanja orientacije segmentov človeškega telesa razvili kot rekurzivni postopek, lahko pospešek vpetja določimo na podlagi inercialnih meritev prejšnjega segmenta ter znane kinematične povezave med IME prejšnjega segmenta ter vpetjem trenutnega segmenta. S tovrstno zasnovo je potrebno poznati le pospešek prvega segmenta v serijski verigi. Pri človeku je prvi segment v serijski verigi stopalo. Pri hoji in vstajanju je v vsakem trenutku vsaj eno stopalo v kontaktu s tlemi; za to stopalo lahko privzamemo, da ima prijemališče reakcijske sile, ki deluje na stopalo, pospešek nič. Za določevanje pogoja, ali je noga v kontaktu s tlemi ali ne, lahko uporabimo preproste rešitve, kot so stikala, ali bolj kompleksne, na primer merilne vložke. S predpostavko, da je pri gibanju vsaj ena noga na tleh, se sicer omejimo na gibanja, ki ne vključujejo balistične faze, kot je vstajanje, hoja ali hoja po stopnicah. Za gibanje, kot so na primer tek, ta predpostavka ne drži. Ker so v času balistične faze vsi segmenti telesa v gibanju, ne moremo oceniti pospeška prvega segmenta, kar posledično pomeni, da je izračun orientacije neveljaven.

V praktični uporabi razvitega nosljivega merilnega sistema je lahko problematično tudi določanje lege IME na segmentu. Najbolj enostavno je izmeriti razdalje med osmi sklepov in IME na segmentu s tračnim metrom, kar pa je podvrženo subjektivni napaki določitve središča sklepa kot tudi namestitve IME. Praktična testiranja so pokazala, da napačno določena povezava med središčem sklepa ter IME rezultira v bolj oscilirajočem izhodnem signalu. Problem bi lahko omilili z uporabo namenske obleke z že vgrajenimi senzorji, ki bi zagotovila ponovljivo namestitev senzorjev pri isti osebi. Alternativo bi lahko predstavljal tudi namenski merilni pripomoček, ki bi zagotovil hitro in ustrezno natančno določitev namestitve IME. Da bi bil sistem uporabniku bolj prijazen, bi bilo potrebno razviti ustrezen kalibracijski protokol. Le-ta bi obsegal določene gibe, ki bi jih merjena oseba morala izvesti pred meritvami, kalibracijski algoritem pa bi na podlagi izmerjenih podatkov določil tako pozicijo senzorja na segmentu, kot tudi poravnanost osi senzorja z osmi segmenta.

IME delujejo na osnovi merjenja magnetnega polja Zemlje, saj bi uporaba drugih umetnih virov magnetnega polja (na primer iz tuljave) zahtevala dodatno strojno opremo ter povečala kompleksnost in energijsko porabo sistema. Zaradi popačitve šibkega polja v bližini feromagnetnih materialov, je uporaba zemeljskega magnetnega polja lahko problematična. V vsakdanjem življenju kakor tudi v kliničnem okolju smo obkroženi z različnimi viri magnetnih motenj: kovinski stoli, mize, ograje, stopnice, železo v zgradbah, avtomobili, električni pripomočki. Da bi omilili oziroma celo odpravili vpliv magnetnih motenj na ocenjevanje orientacije z IME, smo predlagali metodo aktivne kompenzacije magnetnih motenj. Predlagana metoda temelji na ocenjevanju magnetne motnje glede na meritev magnetnega polja v trenutnem in prejšnjem časovnem koraku ter spremembi orientacije med tema dvema časovnima korakoma. Na ta način komponento magnetne motnje ustrezno ločimo od izmerjenega magnetnega polja, da dobimo zemeljsko magnetno polje brez motenj. Pristop temelji na začetni oceni magnetnega polja, ki obenem skupaj z izmerjenim gravitacijskim pospeškom določa tudi začetni globalni koordinatni sistem. Za delovanje kompenzacije magnetne motnje ni potrebno, da je pri inicializaciji magnetno polje brez motenj, je pa želeno, saj le tako lahko zagotovimo, da so vse IME definirane v istem globalnem koordinatnem sistemu. V nasprotnem primeru, kadar je magnetno polje popačeno, ne moremo predpostaviti, da je magnetna motnja enaka pri vseh IME na človeškem telesu, kar posledično privede do različno definiranih koordinatnih sistemov ter s tem do večjih napak pri ocenah kinematičnih parametrov.

Delovanje algoritma za ocenjevanje orientacije na podlagi inercialnih in magnetnih meritev je bilo eksperimentalno ovrednoteno. Testiranje ocenjevanja orientacije enega segmenta je vključevalo enojno nihalo kot model togega telesa. Primerjava ocenjene orientacije in orientacije, izmerjene z referenčnim merilnim sistemom, je pokazala, da je srednja vrednost napake ocenjene orientacije manjša od $1,5^{\circ}$ za kote okoli horizontalnih osi ter manjša od $4,5^{\circ}$ za kote okoli vertikalne osi.

Vstajanje je v osnovi kratkotrajen manever, zaradi česar ni potrebe za dolgotrajno merjenje. Že z analizo več zaporednih vstajanj in usedanj pa nastopi potreba za dolgoročnejše merjenje gibanja. Z namenom testiranja dolgoročnega delovanja algoritma, smo izvedli tri serije dolgotrajnih meritev hoje v trajanju po 15 minut. Prva serija je zajemala hojo na tekočem traku z normalno hitrostjo hoje (4 km/h), druga serija hitro, dinamično hojo (6 km/h), tretja pa je obsegala hojo po krožnem poligonu, ki je simuliral vsakodnevne vzorce hoje: hojo po ravnih tleh, hojo po stopnicah ter obračanje. Primerjava ocenjenih ter referenčnih parametrov je pokazala, da je srednja vrednost absolutne napake okoli 5° tudi pri dinamičnem gibanju. Analiza je tudi izpostavila, da napaka ocenjenih parametrov ne izkazuje težnje po lezenju med trajanjem meritev, zaradi česar je razviti sistem primeren tudi za dolgotrajnejša merjenja.

Za testiranje delovanja kompenzacije magnentih motenj na primeru enega segmenta smo poleg enojnega nihala v okolje dodali še toroidno tuljavo in na ta način umetno vzbujali motnje velikosti zemeljskega magnetnega polja. Rezultati eksperimentov so pokazali, da je algoritem brez magnetne kompenzacije močno občutljiv na motnje (napaka v kotu do 200°), medtem ko je algoritem z aktivno kompezacijo ustrezno bolj natančen ne glede na smer, jakost in dolžino magnetne motnje. Eksperimentalna evalvacija je tako potrdila, da je predstavljen senzorni sistem primeren za spremljanje kinematičnih parametrov z zmerno napako (< 5°) tako v laboratorijskem okolju kot tudi v vsakdanjem življenju.

Predstavljeni algoritmi in metode analize so bile izvedene v programskem paketu Matlab, ki pa za končnega uporabnika ni najbolj ustrezen. Ob vedno širši uporabi pametih telefonov ter tabličnih računalnikov, ki so procesorsko čedalje bolj zmogljivi, je korak naprej v razoju prenos zajema ter analize senzornih podatkov iz namiznega računalnika na prenosne naprave. Analize različnih vzorcev gibanja bi bile tako na voljo kot posamezne aplikacije. S prenosom na mobilne platforme bi sistem pridobil na mobilnosti ter vsestranski uporabnosti. Dodatno bi lahko izkoristili večje zaslone mobilnih naprav za sprotno vizualizacijo zajetih kinematičnih in dinamičnih parametrov.

Vstajanje je eden izmed dnevno najpogosteje izvedenih manevrov. Obenem je tudi pogoj za samostojno življenje, saj se tudi ostala gibanja pričnejo z vstajanjem. Tipičen vzorec vstajanja zdrave osebe predstavlja simetrične obremenitve v sklepih spodnjih ekstremitet. Pri osebah z motnjami gibanja je vzorec vstajanja spremenjen; pojavi se namreč močno izražena asimetrija. Da bi testirali, ali je gibalni vzorec vstajanja primeren pokazatelj uspešnega okrevanja oseb z motnjami gibanja, smo izvedli meritve in analizo vstajanja oseb po transtibialni amputaciji. Vzorec vstajanj osebe po amputaciji smo primerjali z vzorcem vstajanja zdravih oseb. Rezultati eksperimentov so pokazali, da imajo osebe po amputaciji močno izraženo asimetrijo tako kinematičnih kot tudi dinamičnih parametrov, pri čemer je zdrava stran bolj obremenjena. Obenem smo testirali tudi vpliv hitrosti vstajanja ter višino stola na samo asimetrijo; analiza ni pokazala nobenih statistično značilnih povezav med začetnimi pogoji vstajanja ter asimetrijo. To nakazuje, da je asimetrično vstajanje posledica načina vstajanja in se med rehabilitacijo manjša. Na osnovi tega predlagamo uporabo nosljivega senzornega sistema v klinični praksi za sprotno merjenje in analizo parametrov vstajanja v smislu ocenjevanja in spremljanja stanja med terapijo.

Kot le eno izmed možnih uporab nosljivega merilnega sistema, ki smo jo preverili v pričujočem delu, je spremljanje osebe pred operativnim posegom za vstavitev kolčne proteze, po operaciji in tekom rehabilitacije. Za preverjanje uporabnosti predstavljenega sistema smo izvedli testno študijo, pri kateri smo spremljali vstajanje subjekta z diagnosticirano artrozo levega kolka s predvidenim kirurškim zdravljenjem. Analiza vstajanja pred operativnim posegom je izpostavila močno asimetrijo tako v kinematičnih kot tudi dinamičnih parametrih, pri čemer je bila zdrava noga podvržena večjim obremenitvam. Asimetričnost nakazuje, da je pacient uporabljal prilagojen način vstajanja, ki je zmanjševal bolečine v okvarjenem sklepu. Po totalni artroplastiki levega kolka smo izvedli še dve seriji meritev vstajanja: prvo tri mesece po operaciji ter drugo pol leta po posegu. Analiza je pokazala močno zmanjšano asimetrijo obremenitev v kolku, kar nakazuje na uspešno izveden operativni poseg kot tudi na pravilno izvajano rehabilitacijo. S temi eksperimenti smo potrdili, da je nosljivi senzorni sistem primeren za spremljanje kinematičnih in dinamičnih parametrov pri vstajanju oseb iz sedečega v stoječi položaj, obenem pa predstavlja tudi orodje za objektivno ocenjevanje napredka rehabilitacije.

Nosljivi senzorni sistem, sestavljen iz inercialnih in magnetnih merilnih enot ter merilnih vložkov, predstavlja alternativno rešitev za merjenje kinematičnih parametrov gibanja človeka. Implementacijo opisane metode senzornega združevanja nam zagotavlja ustrezno natančnost ocenjenih orientacij (srednja vrednost napake $< 5^{\circ}$), ne glede na okolje meritve, dinamiko gibanja ter trajanja meritve. Z vključitvijo aktivne kompenzacije magnetnih motenj je tak sistem primeren za uporabo tudi v okolju, kjer ne moremo zagotoviti homogenega magnetnega polja.

V tem delu smo rešili dva glavna problema ocenjevanja orientacije z inercialnimi in magnetnimi senzorji: i) večanje napake izhodne orientacije pri dolgotrajnih meritvah gibanja in ii) vpliv magnetnih motenj na oceno orientacije. S tem smo omogočili uporabo inercialnih in magnetnih senzorjev v vlogi natančnega merilnega inštrumenta, ki je primeren za spremljanje in analizo gibanja človeka v klinični praksi, kot sistem za sprotno podajanje povratne informacije ter kot senzorni del regulacijske zanke nosljivih robotskih pripomočkov.

Izvirni prispevki doktorske disertacije

- Zasnova senzornega sistema za merjenje kinematičnih parametrov gibanja telesa človeka med vstajanjem iz sedečega v stoječi položaj na osnovi inercialnih in magnetih senzorjev in merilnih vložkov v čevljih.
- Algoritem senzorne integracije signalov inercialnih enot in modela kinematičnega para, ki ga predstavljata proksimalni in distalni segment sklepov gležnja, kolena in kolka.
- Metoda aktivne kompenzacije magnetnih motenj pri ocenjevanju orientacije na podlagi inercialnih in magnetnih meritev.
- Ovrednotenje razvitega izvirnega merilnega sistema preko merjenja z optičnim merilnim sistemom in pritiskovnimi ploščami.
- Ovrednotenje pomembnosti merjenja parametrov vstajanja pri osebah s protezami in endoprotezami spodnjih okončin.

Literatura

- W. H. Ko, "Trends and frontiers of MEMS," Sensors and Actuators A: Physical, vol. 136, št. 1, str. 62–67, 2007.
- [2] P. Bonato, "Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 22, št. 3, str. 18–20, 2003.
- [3] D. Novak, P. Reberšek, S. M. M. De Rossi, M. Donati, J. Podobnik, T. Beravs, T. Lenzi, N. Vitiello, M. C. Carrozza in M. Munih, "Automated detection of gait initiation and termination using wearable sensors," *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, št. 12, str. 1713–1720, 2013.
- [4] M. Goršič, R. Kamnik, L. Ambrožič, N. Vitiello, D. Lefeber, G. Pasquini in M. Munih, "Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis," *Sensors*, vol. 14, št. 2, str. 2776–2794, 2014.
- [5] K. Fite, J. Mitchell, F. Sup in M. Goldfarb, "Design and control of an electrically powered knee prosthesis," v *Rehabilitation Robotics*, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, str. 902–905, IEEE, 2007.
- [6] B. G. Lambrecht in H. Kazerooni, "Design of a semi-active knee prosthesis," v Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on, str. 639–645, IEEE, 2009.
- [7] E. C. Martinez-Villalpando in H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 46, št. 3, str. 361–73, 2009.
- [8] S. Au, M. Berniker in H. Herr, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits," *Neural Networks*, vol. 21, št. 4, str. 654–666, 2008.
- [9] M. V. Pillai, H. Kazerooni in A. Hurwich, "Design of a semi-active knee-ankle prosthesis," v Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on, str. 5293–5300, IEEE, 2011.

- [10] F. Sup, A. Bohara in M. Goldfarb, "Design and control of a powered transfermoral prosthesis," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 27, št. 2, str. 263– 273, 2008.
- [11] L. Ambrožič, M. Goršič, J. Geeroms, L. Flynn, R. Molino Lova, R. Kamnik, M. Munih in N. Vitiello, "CYBERLEGS: A user-oriented robotic transfemoral prosthesis with whole-body awareness control," *Robotics Automation Magazine*, *IEEE*, vol. 21, št. 4, str. 82–93, 2014.
- [12] J. C. Moreno, E. R. de Lima, A. F. Ruíz, F. J. Brunetti in J. L. Pons, "Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 118, št. 1, str. 333–337, 2006.
- [13] J. A. Blaya in H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, št. 1, str. 24–31, 2004.
- [14] R. W. Horst, "A bio-robotic leg orthosis for rehabilitation and mobility enhancement," v Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, str. 5030–5033, IEEE, 2009.
- [15] H. Kazerooni in R. Steger, "The Berkeley lower extremity exoskeleton," Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, vol. 128, št. 1, str. 14–25, 2006.
- [16] Y. Sankai, "Leading edge of cybernics: Robot suit HAL," v SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference, str. P-1, IEEE, 2006.
- [17] C. J. Walsh, K. Pasch in H. Herr, "An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation," v Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on, str. 1410–1415, IEEE, 2006.
- [18] M. Ishii, K. Yamamoto in K. Hyodo, "Stand-alone wearable power assist suitdevelopment and availability," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 17, št. 5, str. 575, 2005.
- [19] K. Kong in D. Jeon, "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 11, št. 4, str. 428–432, 2006.
- [20] T. Beravs, P. Rebersek, D. Novak, J. Podobnik in M. Munih, "Development and validation of a wearable inertial measurement system for use with lower limb exoskeletons," v Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on, str. 212–217, IEEE, 2011.
- [21] P. N. Page in D. Hawkins, "A real-time biomechanical feedback system for training rowers," *Sports Engineering*, vol. 6, št. 2, str. 67–79, 2003.
- [22] L. Chiari, M. Dozza, A. Cappello, F. B. Horak, V. Macellari in D. Giansanti, "Audiobiofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, št. 12, str. 2108–2111, 2005.
- [23] S. Crea, N. Vitiello, S. M. M. De Rossi, T. Lenzi, M. Donati, C. Cipriani in M. C. Carrozza, "Development of an experimental set-up for providing lower-limb amputees with an augmenting feedback," v Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation, str. 321–325, Springer, 2013.
- [24] R. Kamnik in T. Bajd, "Standing-up robot: an assistive rehabilitative device for training and assessment," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 28, št. 2, str. 74–80, 2004.
- [25] A. Tsukahara, Y. Hasegawa in Y. Sankai, "Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL," v *Rehabilitation Robotics*, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on, str. 211–217, IEEE, 2009.
- [26] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh in M. Morari, "Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool," *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 6, št. 2, str. 108–115, 2003.
- [27] R. Ekkelenkamp, J. Veneman in H. Van der Kooij, "LOPES: Selective control of gait functions during the gait rehabilitation of CVA patients," v *Rehabilitation Robotics*, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on, str. 361–364, IEEE, 2005.
- [28] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal in J. P. Scholz, "Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX)," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *IEEE Transactions on*, vol. 17, št. 1, str. 2–8, 2009.
- [29] S. Hussain, S. Q. Xie in G. Liu, "Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies," *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, št. 5, str. 527–533, 2011.
- [30] P. Bonato, "Wearable sensors and systems," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 29, št. 3, str. 25–36, 2010.
- [31] C. C. Poon, Y. M. Wong in Y.-T. Zhang, "M-health: the development of cuff-less and wearable blood pressure meters for use in body sensor networks," v Life Science Systems and Applications Workshop, 2006. IEEE/NLM, str. 1–2, IEEE, 2006.

- [32] P. Corbishley in E. Rodríguez-Villegas, "Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 55, št. 1, str. 196–204, 2008.
- [33] N. Oliver in F. Flores-Mangas, "Healthgear: a real-time wearable system for monitoring and analyzing physiological signals," v Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2006. BSN 2006. International Workshop on, str. 4-pp, IEEE, 2006.
- [34] D. Morris, B. Schazmann, Y. Wu, S. Coyle, S. Brady, C. Fay, J. Hayes, K. T. Lau, G. Wallace in D. Diamond, "Wearable technology for bio-chemical analysis of body fluids during exercise," v Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, str. 5741–5744, IEEE, 2008.
- [35] K. Ikuta, A. Takahashi, K. Ikeda in S. Maruo, "Fully integrated micro biochemical laboratory using biochemical IC chips," v Micro Electro Mechanical Systems, 2003. MEMS-03 Kyoto. IEEE The Sixteenth Annual International Conference on, str. 451– 454, IEEE, 2003.
- [36] L. Wang, G.-Z. Yang, J. Huang, J. Zhang, L. Yu, Z. Nie in D. R. S. Cumming, "A wireless biomedical signal interface system-on-chip for body sensor networks," *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, vol. 4, st. 2, str. 112–117, 2010.
- [37] M. Ermes, J. Parkka, J. Mantyjarvi in I. Korhonen, "Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions," *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on*, vol. 12, st. 1, str. 20–26, 2008.
- [38] S. Šlajpah, R. Kamnik in M. Munih, "Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 116, št. 2, str. 131–144, 2014.
- [39] K. Liu, T. Liu, K. Shibata, Y. Inoue in R. Zheng, "Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, št. 16, str. 2747–2752, 2009.
- [40] K. J. O'Donovan, R. Kamnik, D. T. O'Keeffe in G. M. Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, št. 12, str. 2604–2611, 2007.
- [41] H. J. Luinge in P. H. Veltink, "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, št. 2, str. 273–282, 2005.

- [42] D. A. Winter, "Biomechanical motor patterns in normal walking," Journal of Motor Behavior, vol. 15, št. 4, str. 302–330, 1983.
- [43] M. W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*. Butterworth/Heinemann, 1996.
- [44] D. H. Sutherland, "The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics," Gait & Posture, vol. 16, št. 2, str. 159–179, 2002.
- [45] A. Kralj, R. J. Jaeger in M. Munih, "Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, št. 11, str. 1123–1138, 1990.
- [46] R. Kamnik, T. Bajd in A. Kralj, "Functional electrical stimulation and arm supported sit-to-stand transfer after paraplegia: A study of kinetic parameters," *Artificial Organs*, vol. 23, št. 5, str. 413–417, 1999.
- [47] R. Dickstein, A. Dunsky in E. Marcovitz, "Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis," *Physical Therapy*, vol. 84, št. 12, str. 1167–1177, 2004.
- [48] A. Duschau-Wicke, J. von Zitzewitz, A. Caprez, L. Lunenburger in R. Riener, "Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation," *Neural Sy*stems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 18, št. 1, str. 38–48, 2010.
- [49] E. Müller in H. Schwameder, "Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping," *Journal of Sports Sciences*, vol. 21, št. 9, str. 679–692, 2003.
- [50] S. Melzi, L. Borsani in M. Cesana, "The virtual trainer: supervising movements through a wearable wireless sensor network," v Sensor, Mesh and Ad Hoc Communications and Networks Workshops, 2009. SECON Workshops' 09. 6th Annual IEEE Communications Society Conference on, str. 1–3, IEEE, 2009.
- [51] T. Černe, R. Kamnik in M. Munih, "The measurement setup for real-time biomechanical analysis of rowing on an ergometer," *Measurement*, vol. 44, št. 10, str. 1819–1827, 2011.
- [52] P. J. Millington, B. M. Myklebust, G. M. Shambes *et al.*, "Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 73, št. 7, str. 609–17, 1992.
- [53] R. L. Mizner in L. Snyder-Mackler, "Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 23, št. 5, str. 1083–1090, 2005.

- [54] T. E. Hewett, J. S. Torg in B. P. Boden, "Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 43, št. 6, str. 417–422, 2009.
- [55] M. Perron, F. Malouin, H. Moffet in B. J. McFadyen, "Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, št. 7, str. 504– 515, 2000.
- [56] R. B. Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski in J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science*, vol. 10, st. 5, str. 575–587, 1991.
- [57] S. Šlajpah, R. Kamnik, H. Burger, T. Bajd in M. Munih, "Asymmetry in sit-to-stand movement in patients following transibilial amputation and healthy individuals," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 36, št. 3, str. 275–283, 2013.
- [58] M. Itokazu, S. Uemura, T. Aoki in T. Takatsu, "Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty," *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, NY))*, vol. 57, št. 2, str. 88–92, 1997.
- [59] C. L. Vaughan, B. L. Davis in J. C. O'connor, *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois, 1992.
- [60] T. Otsuki, K. Nawata in M. Okuno, "Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. gait analysis using a pressure measuring system," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 4, št. 2, str. 99–105, 1999.
- [61] A. Arcelus, C. L. Herry, R. A. Goubran, F. Knoefel, H. Sveistrup in M. Bilodeau, "Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 56, št. 10, str. 2485–2492, 2009.
- [62] J. Lee in I. Ha, "Real-time motion capture for a human body using accelerometers," *Robotica*, vol. 19, št. 06, str. 601–610, 2001.
- [63] H. Dejnabadi, B. M. Jolles in K. Aminian, "A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, št. 8, str. 1478–1484, 2005.
- [64] D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. T. Baten in P. H. Veltink, "Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, št. 3, str. 395–405, 2005.

- [65] K. J. Chesnin, L. Selby-Silverstein in M. P. Besser, "Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements," *Gait & Posture*, vol. 12, št. 2, str. 128–133, 2000.
- [66] M. Donati, N. Vitiello, S. M. M. De Rossi, T. Lenzi, S. Crea, A. Persichetti, F. Giovacchini, B. Koopman, J. Podobnik, M. Munih *et al.*, "A flexible sensor technology for the distributed measurement of interaction pressure," *Sensors*, vol. 13, št. 1, str. 1021– 1045, 2013.
- [67] A. Numchaichanakij, K. Chitsakul in S. Tretriluxana, "An insole point pressure monitoring system," v Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2011, str. 198–201, IEEE, 2012.
- [68] S. Barnett, J. L. Cunningham in S. West, "A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform," *Clinical Biomechanics*, vol. 16, št. 4, str. 353–357, 2001.
- [69] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan in M. Rodgers, "A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, št. 1, str. 21, 2012.
- [70] A. Pantelopoulos in N. G. Bourbakis, "A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis," Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on, vol. 40, št. 1, str. 1–12, 2010.
- [71] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto in P. C. De Groen, "A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, št. 1, str. 6, 2005.
- [72] E. D. De Bruin, A. Hartmann, D. Uebelhart, K. Murer in W. Zijlstra, "Wearable systems for monitoring mobility-related activities in older people: a systematic review," *Clinical Rehabilitation*, vol. 22, št. 10-11, str. 878–895, 2008.
- [73] M. Sung, C. Marci in A. Pentland, "Wearable feedback systems for rehabilitation," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 2, št. 17, 2005.
- [74] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz, G. Troster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita, E. B. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini *et al.*, "AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system," *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on*, vol. 8, št. 4, str. 415–427, 2004.

- [75] P. Pandian, K. Mohanavelu, K. Safeer, T. Kotresh, D. Shakunthala, P. Gopal in V. Padaki, "Smart Vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system," *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, št. 4, str. 466–477, 2008.
- [76] Agilent Technologies, "Agilent chemical analysis, live sciences, and diagnostic." Dosegljivo: http://www.agilent.com/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [77] Redding Medical, "Redding medical stethoscopes, scrubs & equipment." Dosegljivo: http://www.reddingmedical.com/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [78] Polar, "Heart rate monitors and GPS sport watches." Dosegljivo: http://www.polar. com/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [79] C. Drenowatz in J. C. Eisenmann, "Validation of the SenseWear Armband at high intensity exercise," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 111, št. 5, str. 883– 887, 2011.
- [80] F. H. Wilhelm, W. T. Roth in M. A. Sackner, "The LifeShirt an advanced system for ambulatory measurement of respiratory and cardiac function," *Behavior Modification*, vol. 27, št. 5, str. 671–691, 2003.
- [81] K. Tong in M. H. Granat, "A practical gait analysis system using gyroscopes," Medical Engineering & Physics, vol. 21, št. 2, str. 87–94, 1999.
- [82] R. Williamson in B. Andrews, "Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes," *Medical and Biological Engineering* and Computing, vol. 39, št. 3, str. 294–302, 2001.
- [83] T. Liu, Y. Inoue in K. Shibata, "Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis," *Measurement*, vol. 42, št. 7, str. 978–988, 2009.
- [84] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene in P. H. Veltink, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, št. 4, str. 537–542, 2002.
- [85] A. T. M. Willemsen, J. Van Alste in H. Boom, "Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry," *Journal of Biomechanics*, vol. 23, št. 8, str. 859–863, 1990.
- [86] M. D. Djurić-Jovičić, N. S. Jovičić in D. B. Popović, "Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers," *Sensors*, vol. 11, št. 11, str. 10571–10585, 2011.

- [87] H. Dejnabadi, B. M. Jolles, E. Casanova, P. Fua in K. Aminian, "Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, št. 7, str. 1385–1393, 2006.
- [88] J. Favre, B. Jolles, O. Siegrist in K. Aminian, "Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3d angle measurement," *Electronics Letters*, vol. 42, št. 11, str. 612–614, 2006.
- [89] R. Takeda, S. Tadano, A. Natorigawa, M. Todoh in S. Yoshinari, "Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, št. 15, str. 2486–2494, 2009.
- [90] P. Veltink, P. Slycke, J. Hemssems, R. Buschman, G. Bultstra in H. Hermens, "Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator," *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, št. 1, str. 21– 28, 2003.
- [91] D. Roetenberg, P. J. Slycke in P. H. Veltink, "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing," *Biomedical Engineering*, *IEEE Transactions on*, vol. 54, št. 5, str. 883–890, 2007.
- [92] S. O. Madgwick, A. J. Harrison in R. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm," v *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2011 IEEE International Conference on, str. 1–7, IEEE, 2011.
- [93] R. E. Kalman, "A new approach to linear filtering and prediction problems," Journal of Fluids Engineering, vol. 82, št. 1, str. 35–45, 1960.
- [94] A. M. Sabatini, "Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing," *Sensors*, vol. 11, št. 2, str. 1489–1525, 2011.
- [95] M. Perše, "Sledenje športnikov na osnovi Kalmanovega filtra," diplomsko delo univerzitetnega študija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2004.
- [96] D. Roetenberg, H. Luinge in P. Slycke, "Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors," Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep, 2009.
- [97] M. McElhinny in P. L. McFadden, The magnetic field of the earth: paleomagnetism, the core, and the deep mantle, vol. 63. Academic Press, 1998.

- [98] R. Zhu in Z. Zhou, "A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package," Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 12, št. 2, str. 295–302, 2004.
- [99] W. De Vries, H. Veeger, C. Baten in F. Van Der Helm, "Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors," *Gait & Posture*, vol. 29, št. 4, str. 535–541, 2009.
- [100] E. R. Bachmann, X. Yun in A. Brumfield, "An investigation of the effects of magnetic variations on inertial magnetic orientation sensors," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 14, št. 3, str. 76–87, 2007.
- [101] H. M. Schepers, D. Roetenberg in P. H. Veltink, "Ambulatory human motion tracking by fusion of inertial and magnetic sensing with adaptive actuation," *Medical & Biolo*gical Engineering & Computing, vol. 48, št. 1, str. 27–37, 2010.
- [102] S. L. Whitney, D. M. Wrisley, G. F. Marchetti, M. A. Gee, M. S. Redfern in J. M. Furman, "Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test," *Physical Therapy*, vol. 85, št. 10, str. 1034–1045, 2005.
- [103] R. A. Wise in C. D. Brown, "Minimal clinically important differences in the six-minute walk test and the incremental shuttle walking test," COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease, vol. 2, št. 1, str. 125–129, 2005.
- [104] P. Picerno, A. Cereatti in A. Cappozzo, "Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules," *Gait & Posture*, vol. 28, št. 4, str. 588–595, 2008.
- [105] J. Musić, R. Kamnik in M. Munih, "Model based inertial sensing of human body motion kinematics in sit-to-stand movement," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 16, št. 8, str. 933–944, 2008.
- [106] M. Mihelj, T. Nef in R. Riener, "ARMin II-7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics," v Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on, str. 4120–4125, IEEE, 2007.
- [107] M. Munih, R. Riener, G. Colombo, L. Lunenburger, F. Muller, M. Slater in M. Mihelj, "MIMICS: Multimodal immersive motion rehabilitation of upper and lower extremities by exploiting biocooperation principles," v *Rehabilitation Robotics*, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on, str. 127–132, IEEE, 2009.

- [108] H. Kim, L. M. Miller, I. Fedulow, M. Simkins, G. M. Abrams, N. Byl in J. Rosen, "Kinematic data analysis for post-stroke patients following bilateral versus unilateral rehabilitation with an upper limb wearable robotic system," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 21, št. 2, str. 153–164, 2013.
- [109] J. M. Winters in Y. Wang, "Wearable sensors and telerehabilitation," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 22, št. 3, str. 56–65, 2003.
- [110] Kinestica, "BiMeo." Dosegljivo: http://www.kinestica.com/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [111] Hocoma, "Valedo Therapy Concept." Dosegljivo: http://www.hocoma.com/products/ valedo-concept/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [112] P. M. Dall in A. Kerr, "Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults," *Applied Ergonomics*, vol. 41, št. 1, str. 58–61, 2010.
- [113] R. Gailey, K. Allen, J. Castles, J. Kucharik in M. Roeder, "Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, št. 1, str. 15, 2008.
- [114] P. O. Riley, M. L. Schenkman, R. W. Mann in W. A. Hodge, "Mechanics of a constrained chair-rise," *Journal of Biomechanics*, vol. 24, st. 1, str. 77–85, 1991.
- [115] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann in W. A. Hodge, "Whole-body movements during rising to standing from sitting," *Physical Therapy*, vol. 70, št. 10, str. 638–648, 1990.
- [116] F. Sibella, M. Galli, M. Romei, A. Montesano in M. Crivellini, "Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, št. 8, str. 745–750, 2003.
- [117] S. Nuzik, R. Lamb, A. VanSant in S. Hirt, "Sit-to-stand movement pattern a kinematic study," *Physical Therapy*, vol. 66, št. 11, str. 1708–1713, 1986.
- [118] M. Hughes, D. Weiner, M. Schenkman, R. Long in S. Studenski, "Chair rise strategies in the elderly," *Clinical Biomechanics*, vol. 9, št. 3, str. 187–192, 1994.
- [119] T. Bajd, A. Kralj in R. Turk, "Standing-up of a healthy subject and a paraplegic patient," *Journal of Biomechanics*, vol. 15, št. 1, str. 1–10, 1982.
- [120] Y. Pai in M. Rogers, "Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand.," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 72, št. 11, str. 881–885, 1991.

- [121] K. Kerr, J. White, D. Barr in R. Mollan, "Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects," *Clinical Biomechanics*, vol. 12, št. 4, str. 236–245, 1997.
- [122] J. Musič, "Merjenje gibanja vstajajoče osebe z inercijskimi senzorji na osnovi dinamičnega modela," magistrsko delo, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2007.
- [123] D. Giansanti, G. Maccioni, F. Benvenuti in V. Macellari, "Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 45, št. 10, str. 969– 976, 2007.
- [124] W. Janssen, D. G. Kulcu, H. Horemans, H. J. Stam in J. Bussmann, "Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement," *Neural Systems* and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 16, st. 5, str. 479–484, 2008.
- [125] O. Chuy, Y. Hirata, Z. Wang in K. Kosuge, "Approach in assisting a sit-to-stand movement using robotic walking support system," v Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on, str. 4343–4348, IEEE, 2006.
- [126] A. Tsukahara, R. Kawanishi, Y. Hasegawa in Y. Sankai, "Sit-to-stand and stand-tosit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL," Advanced Robotics, vol. 24, št. 11, str. 1615–1638, 2010.
- [127] M. A. Clifford, R. L. Borras, L. Gomez in A. Ueda, "System and method for fall detection," mar. 13 2007. US Patent 7,191,089.
- [128] C. Doukas, I. Maglogiannis, P. Tragas, D. Liapis in G. Yovanof, "Patient fall detection using support vector machines," v Artificial Intelligence and Innovations 2007: from Theory to Applications, str. 147–156, Springer, 2007.
- [129] T. Zhang, J. Wang, L. Xu in P. Liu, "Fall detection by wearable sensor and one-class SVM algorithm," v Intelligent Computing in Signal Processing and Pattern Recognition, str. 858–863, Springer, 2006.
- [130] H. Gjoreski, M. Gams in M. Luštrek, "Context-based fall detection and activity recognition using inertial and location sensors," *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, vol. 6, št. 4, str. 419–433, 2014.
- [131] J. Parkka, M. Ermes, P. Korpipaa, J. Mantyjarvi, J. Peltola in I. Korhonen, "Activity classification using realistic data from wearable sensors," *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on*, vol. 10, št. 1, str. 119–128, 2006.

- [132] J. Biswas, A. Tolstikov, M. Jayachandran, V. Foo, A. A. P. Wai, C. Phua, W. Huang, L. Shue, K. Gopalakrishnan, J.-E. Lee *et al.*, "Health and wellness monitoring through wearable and ambient sensors: exemplars from home-based care of elderly with mild dementia," *Annals of Telecommunications-annales des télécommunications*, vol. 65, št. 9-10, str. 505–521, 2010.
- [133] C. Strohrmann, H. Harms, G. Tröster, S. Hensler in R. Müller, "Out of the lab and into the woods: kinematic analysis in running using wearable sensors," v Proceedings of the 13th International Conference on Ubiquitous Computing, str. 119–122, ACM, 2011.
- [134] F. Gravenhorst, B. Tessendorf, B. Arnrich in G. Tröster, "Analyzing rowing crews in different rowing boats based on angular velocity measurements with gyroscopes," v International Symposium on Computer Science in Sport (IACSS 2011), 2011.
- [135] J. Chardonnens, J. Favre, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian, "A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors," *Journal of Biomechanics*, vol. 46, št. 1, str. 56–62, 2013.
- [136] F. Camps, S. Harasse in A. Monin, "Numerical calibration for 3-axis accelerometers and magnetometers," v Electro/Information Technology, 2009. eit'09. IEEE International Conference on, str. 217–221, IEEE, 2009.
- [137] D. Campolo, M. Fabris, G. Cavallo, D. Accoto, F. Keller in E. Guglielmelli, "A novel procedure for in-field calibration of sourceless inertial/magnetic orientation tracking wearable devices," v Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on, str. 471–476, IEEE, 2006.
- [138] T. Beravs, Kalibracija pospeškometra in magnetometra z uporabo adaptivne metode. doktorska disertacija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2014.
- [139] D. Jurman, M. Jankovec, R. Kamnik in M. Topič, "Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 138, št. 2, str. 411–420, 2007.
- [140] H. B. Menz, M. D. Latt, A. Tiedemann, M. Mun San Kwan in S. R. Lord, "Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people," *Gait & Posture*, vol. 20, št. 1, str. 20–25, 2004.
- [141] M. Zequera, S. Stephan in J. Paul, "The "PAROTEC" foot pressure measurement system and its calibration procedures," v *Engineering in Medicine and Biology Society*,

2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, str. 4135–4139, IEEE, 2006.

- [142] Paromed, "Der Nächste Schritt." Dosegljivo: http://www.paromed.biz/. [Dostopano: 8. 12. 2014].
- [143] T. Zarabec, "Vgrajeni sistem za zajem in posredovanje podatkov merilnih vložkov," diplomsko delo univerzitetnega študija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2013.
- [144] A. M. Sabatini, "Quaternion-based extended kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, št. 7, str. 1346–1356, 2006.
- [145] A. J. Hanson, Visualizing quaternions. Morgan Kaufmann Publishers, 2006.
- [146] G. Welch in G. Bishop, "An introduction to the Kalman filter," Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, NC, 2006.
- [147] O. Jacobs, Introduction to control theory. Oxford University Press, 1993.
- [148] L. Sciavicco in B. Siciliano, Modelling and control of robot manipulators. Springer, 2001.
- [149] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters," Journal of Biomechanics, vol. 29, št. 9, str. 1223–1230, 1996.
- [150] C. J. Jones, R. E. Rikli in W. C. Beam, "A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults," *Research Quarterly for Exercise* and Sport, vol. 70, št. 2, str. 113–119, 1999.
- [151] T. Schoppen, A. Boonstra, J. W. Groothoff, J. de Vries, L. N. Göeken in W. H. Eisma, "The timed "up and go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 80, št. 7, str. 825–828, 1999.
- [152] E. Papa in A. Cappozzo, "Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, št. 9, str. 1113–1122, 2000.
- [153] M. Khemlani, J. Carr in W. Crosbie, "Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, št. 4, str. 236–246, 1999.

- [154] R. Shepherd in H. Koh, "Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women," *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 28, št. 2, str. 79–88, 1996.
- [155] P. O. Riley, D. E. Krebs in R. A. Popat, "Biomechanical analysis of failed sit-to-stand," *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 5, št. 4, str. 353–359, 1997.
- [156] H. Burger, J. Kuželički in Č. Marinček, "Transition from sitting to standing after transfemoral amputation," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 29, št. 2, str. 139– 151, 2005.
- [157] G. Roy, S. Nadeau, D. Gravel, F. Malouin, B. McFadyen in F. Piotte, "The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis," *Clinical Biomechanics*, vol. 21, št. 6, str. 585–593, 2006.
- [158] S. Demura in T. Yamada, "Height of chair seat and movement characteristics in sitto-stand by young and elderly adults," *Perceptual and Motor Skills*, vol. 104, št. 1, str. 21–31, 2007.
- [159] M. W. Rodosky, T. P. Andriacchi in G. B. Andersson, "The influence of chair height on lower limb mechanics during rising," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, št. 2, str. 266–271, 1989.
- [160] D. Brunt, B. Greenberg, S. Wankadia, M. Trimble in O. Shechtman, "The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, št. 7, str. 924–929, 2002.
- [161] S. Hesse, M. Schauer, M. Petersen in M. Jahnke, "Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme," *Scandinavian Journal* of *Rehabilitation Medicine*, vol. 30, št. 2, str. 81–86, 1998.
- [162] G. Roy, S. Nadeau, D. Gravel, F. Piotte, F. Malouin in B. McFadyen, "Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, št. 7, str. 795–804, 2007.
- [163] M. Mak, O. Levin, J. Mizrahi, C. Hui-Chan *et al.*, "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, št. 3, str. 197–206, 2003.
- [164] V. Talis, A. Grishin, I. Solopova, T. Oskanyan, V. Belenky, Y. Ivanenko et al., "Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after uni-

lateral total hip replacement surgery," *Clinical Biomechanics*, vol. 23, št. 4, str. 424–433, 2008.

- [165] M. J. Highsmith, J. T. Kahle, S. L. Carey, D. J. Lura, R. V. Dubey, K. R. Csavina in W. S. Quillen, "Kinetic asymmetry in transfermoral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements," *Gait & Posture*, vol. 34, št. 1, str. 86–91, 2011.
- [166] Y.-C. Pai in J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, št. 4, str. 347–354, 1997.
- [167] H.-J. Lee in L.-S. Chou, "Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 87, št. 4, str. 569–575, 2006.
- [168] A. L. Hof, "The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking," *Human Movement Science*, vol. 27, št. 1, str. 112–125, 2008.
- [169] D. A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," Gait & Posture, vol. 3, št. 4, str. 193–214, 1995.
- [170] M. Vukobratović in B. Borovac, "Zero-moment point—thirty five years of its life," International Journal of Humanoid Robotics, vol. 1, št. 01, str. 157–173, 2004.
- [171] M. Štefančič in A. Demšar, Osnove fizikalne medicine in rehabilitacije gibalnega sistema. DZS, 2003.
- [172] S. Imran, R. Ali, G. Mahboob et al., "Frequency of lower extremity amputation in diabetics with reference to glycemic control and Wagner's grades.," Journal of the College of Physicians and Surgeons-Pakistan: JCPSP, vol. 16, št. 2, str. 124, 2006.
- [173] K. Hagberg, Transfemoral amputation, Quality of Life and Prosthetic Function. Institute of Clincial Sciences. Department of Orthopaedics, 2006.
- [174] S. Akarsu, L. Tekin, I. Safaz, A. S. Göktepe in K. Yazıcıoğlu, "Quality of life and functionality after lower limb amputations: comparison between uni-vs. bilateral amputee patients," *Prosthetics and Orthotics International*, 2012.
- [175] H. M. Herr, E. C. Martinez-Villalpando in J. A. Weber, "Powered artificial knee with agonist-antagonist actuation," feb. 1 2010. US Patent App. 12/697,894.
- [176] M. J. Highsmith, J. T. Kahle, S. L. Carey, D. J. Lura, R. V. Dubey in W. S. Quillen, "Kinetic differences using a power knee and C-Leg while sitting down and standing up: a case report," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 22, št. 4, str. 237–243, 2010.

- [177] H. A. Varol, F. Sup in M. Goldfarb, "Powered sit-to-stand and assistive stand-to-sit framework for a powered transfemoral prosthesis," v Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on, str. 645–651, IEEE, 2009.
- [178] D. Popović, M. Oguztöreli in R. Stein, "Optimal control for an above-knee prosthesis with two degrees of freedom," *Journal of biomechanics*, vol. 28, št. 1, str. 89–98, 1995.
- [179] H. A. Varol, F. Sup in M. Goldfarb, "Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 57, št. 3, str. 542–551, 2010.
- [180] V. Agrawal, R. Gailey, I. Gaunaurd, R. Gailey III in C. O'Toole, "Weight distribution symmetry during the sit-to-stand movement of unilateral transibilial amputees," *Ergonomics*, vol. 54, št. 7, str. 656–664, 2011.
- [181] A. R. Kralj in T. Bajd, Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. CRC press, 1989.
- [182] R. A. Berger, "Total hip arthroplasty using the minimally invasive two-incision approach," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 417, str. 232–241, 2003.
- [183] R. A. Berger, J. J. Jacobs, R. M. Meneghini, C. Della Valle, W. Paprosky in A. G. Rosenberg, "Rapid rehabilitation and recovery with minimally invasive total hip arthroplasty.," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 429, str. 239–247, 2004.
- [184] H. B. Skinner in P. J. McMahon, Current Diagnosis & Treatment in Orthopedics. The McGraw-Hill Companies, New York, NY, 2014.

Dodatek A

International Journal of Rehabilitation Research, 2013

Original article 275

Asymmetry in sit-to-stand movement in patients following transtibial amputation and healthy individuals

Sebastjan Šlajpah^a, Roman Kamnik^a, Helena Burger^b, Tadej Bajd^a and Marko Munih^a

The aim of this study was to analyse the asymmetry of sit-to-stand (STS) movement in a group of subjects following unilateral transtibial amputation (STTA) and a group of healthy subjects (HSs). Experimental measurements investigated standing-up pattern from two seat heights and at three different speeds. Body motion was measured using an optical measuring system with active markers. Floor and seat reaction forces and moments were measured by two force plates and an integrated force-moment sensor. Analysis of ankle, knee, hip and trunk inclination angles shows that STTA perform STS movement with different initial foot placement than HS, resulting in different lower extremity loadings and larger trunk inclination. Asymmetry was defined as the difference between left and right extremity parameters averaged throughout STS movement. A root-mean-square error was used to assess the asymmetry in ground reaction forces and in ankle, knee and hip angles and moments. The influence of different seat heights and velocities on asymmetry was tested using one-way ANOVA. The asymmetry of STTA and HS was affected neither in kinematic nor in kinetic parameters. Performing STS at higher speeds was found to result in decreased trunk flexion. The asymmetry assessment, as determined in this study, can be used in rehabilitation for improving STS strategies or as an evaluation tool for estimating the progress of the rehabilitation process.

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Analyse der Asymmetrie beim Bewegungsübergang vom Sitz in den Stand in einer Gruppe mit Teilnehmern nach unilateraler Oberschenkelamputation und einer Gruppe mit gesunden Probanden. Bei experimentellen Messungen wurde das Aufsteh-Muster bei zwei verschiedenen Sitzhöhen und drei verschiedenen Geschwindigkeiten untersucht. Die Körperbewegung wurde unter Zuhilfenahme eines optischen Messsystems mit aktiven Markern gemessen. Die Boden- und Sitzreaktionskräfte und -momente wurden mit zwei Kraftmessplatten und einem integrierten Kraftmomentsensor gemessen. Die Analyse der Neigungswinkel von Knöchel, Knie, Hüfte und Rumpf zeigt, dass unilateral Oberschenkelamputierte beim Bewegungsübergang vom Sitz in den Stand eine andere initiale Fußstellung einnehmen als gesunde Probanden. was zu einer unterschiedlichen Belastung der unteren Extremitäten und einem größeren Neigungswinkel des Rumpfes führt. Asymmetrie wird definiert als die Differenz zwischen den Parametern der linken und rechten

Extremität, ausgeglichen durch den Bewegungsübergang vom Sitz in den Stand. Anhand einer Standardabweichung wurde die Asymmetrie der Bodenreaktionskräfte sowie der Neigungswinkel und Drehmomente von Knöchel, Knie und Hüfte evaluiert. Der Einfluss der unterschiedlichen Sitzhöhen und Geschwindigkeiten bei der Asymmetrie wurde anhand des einfaktoriellen ANOVA-Modells getestet. Die Asymmetrie von unilateral Oberschenkelamputierten und gesunden Probanden wurde weder durch kinematische noch kinetische Parameter beeinflusst. Der Bewegungsübergang vom Sitz in den Stand bei höherer Geschwindigkeit resultierte in einer verminderten Rumpfbeugung. Die Bewertung der Asymmetrie im Rahmen dieser Studie kann bei der Rehabilitation zur Verbesserung der Strategien beim Bewegungsübergang vom Sitz in den Stand oder als Evaluierungs-Tool für die Einschätzung der Fortschritte bei der Rehabilitation eingesetzt werden.

El objetivo de este estudio fue analizar la asimetría del movimiento de levantarse desde la posición sentada en un grupo de participantes tras someterse a una amputación transtibial unilateral (SATT) y en un grupo de sujetos sanos (SS). Se llevaron a cabo varias mediciones experimentales con el fin de evaluar el modelo de dicho movimiento desde dos alturas distintas y a tres velocidades diferentes. El movimiento corporal se midió utilizando un sistema de medición óptica con marcadores activos. Las fuerzas de reacción y los momentos del suelo y en posición sentada se midieron mediante dos plataformas de fuerza y un sensor integrado de fuerza-momento. El análisis de los ángulos de inclinación del tobillo, la rodilla, la cadera y el tronco muestra que la posición inicial del pie del grupo SATT en el movimiento de levantamiento es distinta a la del grupo SS, lo que da como resultado la presencia de cargas diferentes en las extremidades inferiores y una mayor inclinación del tronco. La asimetría se definió como la diferencia entre la media de los parámetros de la extremidad izquierda y derecha durante el movimiento de levantarse desde la posición sentada. Se utilizó un error cuadrático medio con el fin de evaluar la asimetría de las fuerzas de reacción del suelo, así como de los ángulos y momentos del tobillo, la rodilla y la cadera. El efecto que las distintas alturas y velocidades ejercían sobre la asimetría fue evaluado mediante ANOVA de un factor. La asimetría de los grupos SATT y SS no se vio afectada en sus parámetros cinemáticos ni cinéticos. Se observó que el movimiento de levantarse desde la posición sentada

0342-5282 © 2013 Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins

DOI: 10.1097/MRR.0b013e3283606235

276 International Journal of Rehabilitation Research 2013, Vol 36 No 3

realizado a altas velocidades tenía como resultado la disminución de la flexión del tronco. De acuerdo con este estudio, la evaluación de la asimetría puede utilizarse como parte de la rehabilitación, con el objetivo de mejorar la técnica para levantarse desde posición sentada, o como una herramienta de evaluación para valorar el desarrollo de la rehabilitación.

Cette étude avait pour objet d'analyser l'asymétrie du mouvement assis-debout (sit-to-stand, STS) chez un groupe de participants après amputation transtibiale unilatérale (STTA) et un groupe de sujets sains (HS). Des mesures expérimentales ont étudié les mouvements pour se lever debout depuis deux hauteurs d'assise et à trois vitesses différentes. Le mouvement du corps a été mesuré en utilisant un système de mesure optique avec des marqueurs actifs. Les forces et les moments de réaction du sol et du siège ont été mesurés par deux plaques de force et un capteur intégré de force-moment. L'analyse des angles d'inclinaison de la cheville, du genou, de la hanche et du tronc montre que les STTA effectuent un mouvement STS avec un positionnement initial des pieds différent des HS, ce qui entraîne différentes charges des membres inférieurs et une plus grande inclinaison du tronc. L'asymétrie est définie comme la différence entre la moyenne des paramètres des extrémités gauches et droites durant l'ensemble du mouvement STS.

Introduction

Sit-to-stand (STS) transfer is one of the most common movements of daily life. On average, an individual performs 60 STSs per day (Dall and Kerr, 2010). The capability to perform STS is a prerequisite for independent living. Individuals with disabilities and reduced mobility may have problems with performing STS, resulting in reduced independence and lower quality of life (Gailey *et al.*, 2008).

The STS manoeuvre is a biomechanically demanding task. An individual performing STS transfer must be able to produce sufficient moments in lower limb joints to lift the body weight (BW) to a standing position and at the same time to ensure coordinated motion of the musculoskeletal system, thus preventing loss of balance. The most descriptive parameters for analysing the STS movement belong either to kinematics (Schenkman *et al.*, 1990; Kotake *et al.*, 1993; Yu *et al.*, 2000), kinetics (Kralj *et al.*, 1990; Yoshioka *et al.*, 2007), or muscle coordination described by myoelectric activity (Roebroeck *et al.*, 1994; Rodrigues-de Paula Goulart and Valls-Sole, 1999).

The STS manoeuvre strategy is mainly influenced by an individual's initial position (determined by chair height, foot placement and trunk inclination) and the speed of performing the movement. Studies on the influence of different chair heights showed that standing from

Une erreur de moyenne quadratique a été utilisée pour évaluer l'asymétrie des forces de réaction du sol et dans les angles et les moments de la cheville, du genou et de la hanche. L'influence de la hauteur du siège et des différentes vitesses sur l'asymétrie a été testée à l'aide d'une analyse de variance à un facteur. L'asymétrie des STTA et des HS n'était pas affectée dans les paramètres cinématiques ni cinétiques. Il a été constaté que l'exécution de STS à des vitesses plus élevées résultait dans une diminution de la flexion du tronc. L'évaluation de l'asymétrie, telle que déterminée dans cette étude, peut être utilisée en rééducation pour améliorer les stratégies de STS ou comme outil d'évaluation pour estimer l'état d'avancement du processus de rééducation. International Journal of Rehabilitation Research 36:275-283 © 2013 Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins.

International Journal of Rehabilitation Research 2013, 36:275-283

Keywords: asymmetry, joint moments, kinematics, seat height, sit-to-stand movement, speed of sit-to-stand movement, transtibial amputation

^aFaculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana and ^bUniversity Rehabilitation Institute, Ljubljana, Slovenia

Correspondence to Roman Kamnik, PhD, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenia Tel: + 386 1 4768 355; fax: + 386 1 4768 239; e-mail: roman.kamnik@robo.fe.uni1.jsi

Received 26 November 2012 Accepted 7 February 2013

a lower chair demands greater physical effort and additional use of compensatory strategies (Rodosky *et al.*, 1989; Demura and Yamada, 2007). Studies investigating the effects of varying foot placement showed that positioning feet forward increases the duration of the STS movement, lengthens the horizontal displacement that the body centre of mass must travel and increases moments in the participating joints, especially in the hips (Shepherd and Koh, 1996; Khemlani *et al.*, 1999). Pai *et al.* (1991) investigated variations in the speed of standing up. The study showed that the higher the speed of standing up, the greater joint moments at lower extremities' joints were required.

The aforementioned studies assumed that the STS transfer is symmetrical with respect to body sagittal plane. During standing up of the healthy subjects (HSs) with different initial positions of right and left foot, an evident asymmetry was observed (Brunt *et al.*, 2002; Roy *et al.*, 2006). Studies showed that the distally placed foot experiences less weight bearing during STS. In subjects with different impairments such as hemiparesis (Hesse *et al.*, 1998; Roy *et al.*, 2006, 2007), parkinsonism (Mak *et al.*, 2003), total hip arthroplasty (Talis *et al.*, 2008) and lower limb amputations, the asymmetry in STS movement is even more evident. Highsmith *et al.* (2011) presented asymmetry of kinetic parameters of subjects following transfemoral amputation (STFA) with different types of prostheses used. No explicit differences in

Asymmetry in sit-to-stand Šlajpah et al. 277

asymmetry were observed between prostheses, whereas the asymmetry in HS was considerable. Burger *et al.* (2005) pointed out the kinematic and kinetic differences in STS movement between HS and STFA. The STFA were found to stand up slower and with larger differences between the sound and the prosthetic side in terms of joint angles and feet loadings. Agrawal *et al.* (2011) reported on weight distribution symmetry of subjects following transtibial amputation (STTA) performing STS movement with and without arm support. Results showed that STTA increase loading on the sound side for about 27%, with no significant difference observed between the two rising conditions.

The main goal of this study was to analyse asymmetry in STS movement in HS and STTA. The work aimed to provide basic knowledge of STS movement of STTA and to identify the basic descriptive parameters to be used in the evaluation of the asymmetry in the rehabilitation process. We also investigated the influence of seat height and rising speed on asymmetry. The paper thus presents the methodology and results of a comparative analysis of kinematic, kinetic and asymmetry parameters during STS movement in HS and STTA.

Methods

To determine the effects of transtibial amputation on STS movement, we analysed and compared kinematic and kinetic parameters in a group of STTA and a group of HS.

Subjects

The subjects in this study were divided into two groups. The first was a group of five male STTA (mean \pm SD; age 36.8 \pm 11.3 years, height 1.80 \pm 0.07 m and weight 90.8 \pm 14.9 kg). All were good prosthetic walkers. Four of five STTA had prosthetic feet with no moving parts, only compressible components. The last one had multiaxial foot, but to move it, the subject had to load it. The second group was a group of six HS (age 40.7 \pm 10.5 years, height 1.74 \pm 0.07 m and weight 78.7 \pm 14.3 kg). None of them had any known history of severe lower-limb trauma or neurological disease. Subjects' data and prostheses characteristics are presented

in Table 1. All subjects signed an informed consent before participating in the study. The experiment was approved by the Slovenian Medical Ethics Committee.

Measuring system and protocol

The Optotrak contactless optical system (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) was used to measure body motion kinematics. Infrared measuring markers were placed over the anatomical points describing centres of ankle, knee, hip, shoulder and elbow joints, over the fifth metatarsal bone and calcaneus on each foot, on each side of the body at the height of the lumbosacral joint and on the temporomandibular joint as shown in Fig. 1. The subjects sat on a seat with adjustable height, which was mounted onto a JR3 6-axis forcemoment sensor (JR3 Inc., Woodland, California, USA). Their feet rested on two AMTI force plates (AMTI Inc., Newton, Massachusetts, USA). An STTA during STS assessment is presented in Fig. 2.

Subjects were asked to stand up from a comfortable sitting position with their hands crossed over their chest at two different seat heights (90 and 70% of knee height in a standing position). At each seat height, subjects were given verbal instructions to stand up at three different speeds (normal, slow and fast). Positions of markers, ground reaction forces with appropriate centre of pressure under each foot, and forces and moments under the seat were tracked with a sampling rate of 100 Hz. Subjects were asked to perform at least seven STS movements at each speed so that a minimum of five valid measurement tracks were collected. Inappropriate measurements were excluded from further data processing.

Data processing and statistical analysis

The acquired signals of markers positions and reaction forces were first interpolated and filtered using a fourthorder Butterworth filter with a cut-off frequency of 5 Hz. A 15-segment model was constructed using marker positions. Body joint angles, segments velocities and accelerations were calculated from kinematic data. Segment masses, centre of mass positions and moments

Table 1	Subjects'	data	together	with	prostheses	characteristics
---------	-----------	------	----------	------	------------	-----------------

Subjects	Sex	Age	Height (m)	Weight (kg)	Side	Cause of amputation	Prosthesis
Subjects foll	owing transt	ibial amputat	tion		Sound		
AÍ	M	54	1.84	82	L	Injury	PTS with polyphorm liner, dynamic foot and shock absorber
A2	М	35	1.75	114	L	Injury	PTS with silicone liner, dynamic foot
A3	М	33	1.72	75	R	Injury	PTS with silicone liner, flex foot
A4	М	39	1.90	95	R	Injury	PTS with polyphorm liner, SACH foot
A5	М	23	1.78	88	R	Injury	PTS with silicone liner, multiaxial foot
Healthy subj	ects				Dominant	, ,	
H1 .	М	38	1.74	84	L	-	-
H2	М	29	1.76	88	L	-	-
H3	М	32	1.74	65	L	-	-
H4	М	54	1.78	85	R	-	-
H5	М	53	1.70	93	L	-	-
H6	М	38	1.74	57	L	-	-

PTS, Patellar-tendon-supracondylar; SACH, solid ankle cushion heel.



 ${\sf Placement}$ of infrared (IR) markers, calculated joint centres and segments centre of mass with associated coordinate frames.

of inertia were determined according to anthropometric data (De Leva, 1996). The joints' reactions were calculated using the recursive Newton–Euler algorithm (Sciavicco and Siciliano, 2001).

The times of STS manoeuvre initiation and termination were defined as presented in Highsmith *et al.* (2011). The start of STS manoeuvre occurred when forward trunk movement was detected. The end of the STS manoeuvre was detected when the hip and knee angles reached their terminally extended positions and remained stable for at least 0.25 s.

To assess the asymmetry between the sound and prosthetic side in STTA and the dominant and nondominant side in HS, a root-mean-square error (RMSE) was calculated for kinematic trajectories and kinetic reactions. The RMSE was used to assess differences in ankle, knee and hip angles, ground reaction forces in



Subject following transtibial amputation before standing up.

vertical direction GRF_Z , and moments in ankle, knee and hip joints around the axis normal to the plane formed by two proximal segments starting from STS initiation to the standing pose. The RMSE assesses asymmetry through the entire course of STS in contrast to the index of asymmetry, which presents asymmetry only in the selected instant of STS movement.

Descriptive statistical parameters (mean, SD) were calculated to describe the characteristics of STS movement. Statistical comparison of differences between the group of STTA and group of HS was carried out using Student's *t*-test. One-way ANOVA was used for statistical analysis of the influence of seat height and speed of the STS movement on asymmetry. The threshold for significance was P = 0.05.

Results

Kinematic analysis encompassed comparison of trajectories of ankle, knee, hip and trunk inclination angles. To emphasize differences in interdependence of lower limbs joints angles, phase plane representations were used (Kralj and Bajd, 1989). The kinematics parameters acquired in standing up of right-side STTA A3 and HS





of standing up describe the influence of different conditions on the STS manoeuvre and are presented in Fig. 4. Large asymmetry of measured parameters in standing up of STTA can be observed. Maximal trunk flexion angles (presented in Fig. 4) also indicate larger trunk flexion of STTA than HS.

The largest asymmetry in the kinematic parameters of STTA was observed in ankle angles (11.6±6.6). Asymmetries in knee and hip angles of STTA are smaller (8.6±4.2 and 5.3±1.8, respectively). Asymmetries in angles of HS were similar for all angles, with average values of 1.8 ± 0.7 , 2.9 ± 0.9 and 2.4 ± 1.2 for ankle, knee and hip angles, respectively.

Figure 5 shows a typical time course of vertical ground reaction forces normalized to the BW for each leg, and typical time courses of ankle, knee and hip moments normalized to the product of body weight \times body height (BW \times BH) for HS H1 and STTA A1. Asymmetry in leg loading and in joint moments of STTA can be observed.

To evaluate differences in leg contributions to the lifting forces in the STS manoeuvre, the average RMSE values were calculated between the left and the right side. The bar graphs in Fig. 6 present the mean RMSE of normalized GRF_Z and joint moments with corresponding SD under different conditions of motion; again, a larger asymmetry in STTA compared with HS can be observed. The GRF_Z lifting forces of STTA are different under each leg, with asymmetry averaging $25.5 \pm 10.8\%$ of the BW. The asymmetry in ankle and knee moment between the sound and the prosthetic side is $1.6 \pm 0.5\%$ of BW × BH and $2.8 \pm 0.9\%$ of BW × BH, respectively, with moments on the sound side being larger than on the prosthetic side. During STS movement of STTA, greater hip moments are exerted on the prosthetic side with asymmetry $1.7 \pm 0.4\%$ of BW × BH. HS perform considerably more symmetrical STS manoeuvres. The average difference in GRF_Z is $9.0 \pm 3.5\%$ of BW, whereas differences in ankle, knee and hip moments are $0.6 \pm 0.2\%$, $0.6 \pm 0.2\%$ and $1.0 \pm 0.3\%$ of BW × BH, respectively.

The influence of seat height and speed of performing STS movement on asymmetry in kinematic and kinetic parameters was verified statistically. The resulting *P*-values are presented in Table 2. The analysis of influence of the seat height on the mean values of asymmetry in aforementioned quantities is denoted with P_1 (n = 15 for each height for STTA and n = 16 for HS). With P_2 , the statistical analysis of the influence of STS speed on the mean values of asymmetry for each analysed quantity is presented (n = 10 for each speed for STTA and n = 12 for HS). The results show no significant influence on the asymmetry of STTA and HS in angles and moments in lower extremity joints or GRF_Z . The only significant dependence is observed between maximal trunk flexion and the speed of performing STS movements.



Typical *GRFz* and ankle, knee and hip moments of STTA and HS. BH, body height; BW, body weight; HS, healthy subject; STS, sit-to-stand; STTA, subjects following transibila amputation.

Discussion

The results describe the asymmetry in standing up in a group of STTA and a group of HS. The asymmetry was assessed as an RMSE between measured quantities of the left and right side. The effects of speed and seat height on asymmetry of the STS manoeuvre were also investigated.

It is evident from the measurements that the STTA tend to put the amputated leg in front of the sound leg in the initial sitting pose. The initial distance between legs of STTA was 61 ± 37 mm and 10 ± 9 mm for HS. The results show that the prosthetic leg, which is typically placed forward, is less loaded. The observation is in accordance with the statement that the front leg is subjected to less strain (Roy *et al.*, 2006).

As indicated in Fig. 4, the STTA flex their trunk more extensively during the STS manoeuvre than HS. In addition, a trunk rotation towards the sound side of 7.1 ± 5.4 in the transversal plane was observed in STTA. This type of rotation was also observed in standing up of STFA (Burger *et al.*, 2005). From Table 2, we can conclude that the speed of the STS manoeuvre influences the maximal trunk flexion both in STTA and in HS. Faster

STS movements were accomplished with smaller maximal trunk flexion (Fig. 4).

In Fig. 4, minor differences can be observed in ankle, knee and hip movements of HS, whereas more obvious differences in angles are evident in STTA. The asymmetry in initial pose is also reflected in the asymmetry of kinematic parameters of lower limbs throughout the entire STS manoeuvre.

HS tend to load the feet symmetrically during the standing-up manoeuvre. In terms of ground reaction forces, the HS showed 9% of BW asymmetry whereas STTA performed STS more asymmetrically with an average asymmetry of 26% of BW. According to the literature, the STTA perform less asymmetrical feet loading compared with STFA (Burger *et al.*, 2005). Asymmetry in leg loading during standing up of STTA was also calculated from the differences in lower limb joint moments. The largest asymmetry in terms of joint moments in STTA was observed for the knee moments. This can be explained by an asymmetrical weight distribution towards the sound side and consequent asymmetrical knee joint moments needed to drive the vertical movement of body mass. Standing up of HS was



Table 2 Results of statistical analysis of influence of seat height (P_1) and speed of performing sit-to-stand movement (P_2) on asymmetry presented with *P*-values

	Ankle angle		Knee	Knee angle		Hip angle		Trunk flexion	
	STTA	HS	STTA	HS	STTA	HS	STTA	HS	
P_1	0.35	0.06	0.14	0.11	0.71	0.67	0.91	0.61	
P_2	0.73	0.77	0.77	0.75	0.68	0.87	< 0.05	< 0.05	
	GF	2Fz	N	ankle	M_k	nee	M,	nip	
P_1	0.36	0.45	0.75	< 0.05	0.55	0.82	0.61	0.78	
P_2	0.72	0.48	0.41	< 0.05	0.53	0.52	0.54	0.29	

HS, healthy subjects; STTA, subjects following transtibial amputation.

considered almost symmetrical, with the mean asymmetry in ankle, knee and hip moments not exceeding 0.8, 0.8 and 1.3% of BW × BH, respectively.

All differences (excluding hip angle asymmetry for NH, maximal trunk flexion for NL and FH and hip moment asymmetry for SL) were statistically significant between the group of HS and the group of STTA. Investigations of the influence of seat height and speed of STS movement on asymmetry show that asymmetry in lower limb kinematics and kinetics was independent of rising conditions.

The findings of the present study can be used in the early rehabilitation process when individuals, following lower limb amputation, are trained to develop a proper standing-up strategy while attaining natural STS movement symmetry. Natural and symmetrical standing up is important to ensure comparable loads in both legs, thus preventing overloading of individual joints. Assessment of asymmetry can be used as an approach for objective evaluation of progress in rehabilitation or postoperative treatment after hip or knee joint replacement. In addition, the data can be used as normative values of symmetry in the STS manoeuvre.

Conclusion

The present study analysed the asymmetry of kinematic and kinetic parameters of STS manoeuvre for the group of STTA and the group of HS. The results show that asymmetry in STTA manifests as nonequal feet loading, different joint moments and different kinematics of prosthetic and sound legs. Besides, we did not find any significant influence of seat height and rising speed on asymmetry. The data obtained can also serve as normative evaluation data for assessment of the rehabilitation process or postoperative treatment.

Acknowledgements

This study was partially supported by the EU project CYBERLEGs under grant FP7-ICT-2011-7-287894 and by the Slovenian Research Agency. Special thanks are due to Josip Musíc for his help in data acquisition.

Conflicts of interest

There are no conflicts of interest.

References

- Agrawal V, Gailey R, Gaunaurd I, Gailey R III, O'Toole C (2011). Weight distribution symmetry during the sit-to-stand movement of unilateral transtibial amputees. *Ergonomics* 54:656–664.
- Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble M, Shechtman O (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil 83:924–929.
- Burger H, Kuželički J, Mariňcek C (2005). Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. Prosthet Orthot Int 29:139–151.
- Dall P, Kerr A (2010). Frequency of the sit to stand task: an observational study of free-living adults. *Appl Ergon* 41:58–61.
 De Leva P (1996). Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia
- De Leva P (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 29:1223–1230.
 Demura S, Yamada T (2007). Height of chair seat and movement characteristics
- Demura S, Yamada T (2007). Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults. *Percept Mot Skills* 104: 21–31.
- Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and longterm prosthesis use. J Rehabil Res Dev 45:15–30.
- Hesse S, Schauer M, Petersen M, Jahnke M (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med* 30:81–86.
- Highsmith M, Kahle J, Carey S, Lura D, Dubey R, Csavina K, Quillen W (2011). Kinetic asymmetry in transferroral amputees while performing sit to stand and stand to sit movements. *Gait Posture* 34:86–91. Khemlani M, Carr J, Crosbie W (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-
- to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech* 14:236–246.
- Kotake T, Dohi N, Kajiwara T, Sumi N, Koyama Y, Miura T, et al. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. Arch Phys Med Rehabil 74:1095–1109. Kralj A, Bajd T (1989). Functional electrical stimulation: standing and walking
- after spinal cord injury. Florida: CRC.

Asymmetry in sit-to-stand Šlajpah et al. 283

- Kralj A, Jaeger R, Munih M (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. J Biomech 23:1123–1138.
- Mak M, Levin O, Mizrahi J, Hui-Chan C (2003). Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clin Biomech* 18:197–206.
- Pai Y, Rogers M (1991). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. Arch Phys Med Rehabil 72:881-885.
- Rodosky M, Andriacchi Ť, Andersson G (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res* 7:266–271.
 Rodrigues-de Paula Goulart F, Valls-Sole J (1999). Patterned electromyographic
- activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol* **110**:1634–1640.
- Roebroeck M, Doorenbosch C, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst G (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech* 9:235–244.
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen B, Piotte F (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sitto-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech* 21:585–593.
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Piotte F, Malouin F, McFadyen B (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-tosit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech* 22:795–804.
- Schenkman M, Berger R, Riley P, Mann R, Hodge W (1990). Wholebody movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* **70**:638–648.
- Sciavicco L, Siciliano B (2001). Modelling and control of robot manipulators. London: Springer.
- Shepherd R, Koh H (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. Scand J Rehabil Med 28:79–88.
- Talis V, Grishin A, Solopova I, Oskanyan T, Belenky V, Ivanenko Y (2008). Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clin Biomech* 23:424–433.
- Yoshioka S, Nagano A, Himeno R, Fukashiro S (2007). Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed Eng Online* 6:26.
- Yu B, Holly-Crichlow N, Brichta P, Reeves G, Zablotny C, Nawoczenski D (2000). The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sitto-stand movement. *Clin Biomech* 15:449–455.

Dodatek B

Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2014



production of miniature, low power, and inexpensive sensors. MEMS components are convenient to be worn by the user [1] or to be implemented on a wearable robotic structure, such as active prostheses [2,3], orthoses [4,5], and exoskeletons [6,7]. Wearable sensory system is ought to provide information on kinematic (e.g. joint angles) and kinetic (e.g. feet reactions) parameters. The acquired information is used for providing the feedback to the user [8–10] or for closing the loop in a robot controller [4,11-13].

attached to body segments were used to assess joint angles with a simple integration method [16–19]. The method is prone to the output drift over long-term measurements since it integrates superimposed noise over time. To overcome the problem of drift a solution was proposed as a system reset and re-initialization of the outputs with regards to a known reference value at each gait cycle [16]. In [17,18] authors introduced additional accelerometers to determine the mid stance phase in each stride and to estimate an inclination of the segment.

^{*} Corresponding author. Tel.: +386 1 4768 355.

E-mail addresses: sebastjan.slajpah@fe.uni-lj.si (S. Šlajpah), roman.kamnik@fe.uni-lj.si (R. Kamnik), marko.munih@fe.uni-lj.si (M. Munih).

^{0169-2607/\$ -} see front matter © 2013 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved. http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.11.012

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE 116 (2014) 131-144

Nomenclature

a _A	linear acceleration of point A
aB	linear acceleration of point B
ω	angular velocity
rar	position vector connection A to B
Iw	angular velocity measured by IMU
Ia	linear acceleration measured by IMU
u In	mean acceleration measured by INO
-В г	
^L a ₁	linear acceleration of the previous joint
^L a ₂	linear acceleration of the following joint
s_{r_1}	vector between previous joint and IMU
^s r ₂	vector between IMU and following joint
^s g	gravity vector
^S q _I	quaternion describing IMU's orientation in seg-
	ment's coordinate frame
Sana	dynamic acceleration
Ea	quaternion describing the segment's orienta-
4	tion
ER	Farth's magnetic field
$E_{\alpha}(0)$	austornion describing initial sogment's orien
q (0)	quaternion describing initial segment's orien-
SP(0)	tation
^o B(0)	initial magnetic field
^L R(0)	rotation matrix describing initial segment's ori-
	entation in Earth's frame
^s a(0)	initial linear acceleration
f	function relating two sequential state vectors
h _k	function relating the state to the measurement
x _k	state vector
Zk	measurement vector
U b 1	input vector
Wh. 1	process noise
10 R-1	messurement noise
Eà	first time derivative of quaternion Eq.
Ч Е.::	inst time derivative of quaternion q
-9	second time derivative of quaternion -q
Δt	time difference
P_k	error covariance
A_k	Jacobian matrix of the f with respect to x
Q_k	process noise covariance matrix
\mathbf{W}_k	process Jacobian matrix
K_k	EKF gain matrix
H_k	Jacobian matrix of the h with respect to x
\mathbf{R}_k	measurement noise covariance matrix
Vk	measurement Jacobian matrix
sh1	height of the IMU placement on the foot
SCOPy	COP in the X direction
SCOP-	COP in the 7 direction
GOI 2,1	

The inclination estimate was then used to reset the integration of angular velocity. Mayagoitia et al. [19] used accelerometers under static conditions to assess the reference angle needed for the calculation of segmental orientation. Difficulty with this approach is that during fast uninterrupted walking it is impossible to accomplish accurate re-initialization. Besides, this approach is not suitable for real-time applications due to computationally demanding algorithms.

The problem of the integrational drift can be also avoided by using only accelerometers for joint angle assessment. Presented methods [20,21] do not implement the integration of angular velocity but are built upon comparison of accelerations at the center point of rotation obtained from sensors placed on two adjacent segments. Willemsen et al. [20] calculated joint angles using data from pairs of two uniaxial accelerometers in two dimensions. Authors stressed that angle error increases with increasing the speed of motion. Dejnadabi et al. [21] presented a methodology of utilizing a combination of accelerometer and gyroscope per segment. The approach estimates the acceleration of the joint center by virtually placing a pair of sensors at the rotation center. Authors split the motion of the individual segment into linear and angular motion and thus utilize relation between acceleration and angular velocity. Joint angle is determined by comparing the acceleration of the rotational point expressed in adjacent segments and considering the rotation between the segments. The accuracy of the algorithm is conditioned with the anatomical aspect of the individual subject. In [22] authors introduced an array of accelerometers mounted on a rigid rod. The angle of individual segment is determined by band pass filtering of the difference between measured accelerations from two sensors. Experimental validation of the algorithms was accomplished only at low speeds of walking (below 2 km/h) with obtained accuracy below 6°. Similar approach was presented by Liu et al. [23] as double-sensor difference based method utilizing two accelerometers per segment for orientation estimate. The difference between two sensors mounted on the same segment is expressed only with the rotational acceleration while the gravitational and linear accelerations, skin motion artifact, and other noise are eliminated when measured acceleration data are mutually subtracted.

Luinge and Veltink [24] introduced the use of Kalman filter for assessing the orientation of individual segment by fusing data from gyroscope and accelerometer. The orientation estimate obtained by integration of the 3D angular velocity is continuously corrected by using inclination estimate obtained from measured acceleration of the segment. The results show that due to the heading drift the presented method is not suitable for long-term measurements. Also the performance of Kalman filter is significantly reduced when estimating the orientation of fast moving segment [25]. Similar, Favre et al. [26] presented quaternion-based fusion of gyroscope and accelerometer data. The correction of the integrated segment's orientation was performed by estimating inclination angle via accelerometer when the segment was not undergoing fast motion. Presented method is accurate only for a short time motion assessment. In [27] authors used angular velocity to differ between translational and gravitational component in measured acceleration. The orientation of the segment is determined by assessing the inclination from resultant acceleration. Authors stated that gait at higher velocities influence the accuracy considerable and that sensor placement must be taken into consideration.

Common to the methods above is that they operate with respect to one reference axis which is gravity. With this technique only segment's orientation in two dimensions can be determined. To measure three-dimensional orientation,

132

155

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE 116 (2014) 131-144

additional reference axis needs to be introduced. Veltink et al. [28] used the direction of motion progression as the second reference axis to successfully monitor the foot 3D orientation during gait. More common, magnetometers have been incorporated into the systems using magnetic field as the additional axis [29-32]. Algorithm presented by O'Donovan et al. [29] is based on dividing movements to static and dynamic. During dynamic movement the orientation estimate is obtained by integrating data from gyroscope while during quasi-static movement the orientation is described regarding gravity and magnetic field. The performance of the technique was validated only for short-term quasi-static moves. In [32] authors implemented the Unscented Kalman filter for orientation estimation. Estimate obtained by integrating angular velocity is corrected in every sample by the orientation estimated via accelerometer and magnetometer. During fast movement this method yields larger errors in orientation since it is not differentiating between gravitational and dynamical components of measured acceleration. Roetenberg et al. [30] presented complementary Kalman filter which is based on estimating errors between orientation obtained by integrating gyroscope data and one obtained from accelerometer and magnetometer. Additional model of magnetometer was introduced to improve the performance of the orientation estimation algorithms in the vicinity of the ferromagnetic materials. In [31] additional magnetic tracking system has been implemented for the same reason. Commercially available XSens MVN motion capture suit (XSens, Enschede, The Netherlands) [33] is assessing the pose of the individual body segments by implementing prediction and correction step. During prediction, inertial navigation system predicts the segment's pose which is then extended to prediction based on kinematics relations. During correction step, updates based on biomechanical characteristic of the human body, detection of contacts, and additional aiding sensors (e.g. GPS, barometers, cameras) are performed.

The experimental validation of the presented approaches from the literature was limited by the number of steps that can be accomplished in the field of view of the reference system (e.g. Optotrak, Vicon) and lasted only up to 30 s. In the literature, to the best knowledge of authors, no experiments were found for testing the wearable sensors in long-term and dynamic walking conditions.

The aim of this paper is to present a novel approach for long-term kinematic parameters assessment with a combined use of inertial, magnetic, and insole sensors. The approach is based on fusing measured accelerations and angular velocities with calculated accelerations based on human body kinematic relations. In the following chapters we present the extended Kalman filter algorithm with incorporated kinematic model for orientation estimation of a single body segment. The approach is further extended to seven segments of human body lower extremities with recursive procedure and switching mechanism based on foot loading information. The accuracy and long-term reliability of proposed approach are experimentally evaluated by comparison to reference measurement system in treadmill walking at different speeds and walking on a polygon with stairs

2. Methods

2.1. Wearable sensors

Wearable sensory system comprises seven inertial and magnetic measurement units (IMUs) placed on segments of lower extremities and trunk. Besides, two instrumented measuring shoe insoles are used for measuring feet reaction forces.

An IMU consists of three digital sensors: a three-axis gyroscope (measuring range $\pm 500^{\circ}$ /s), a three-axis accelerometer (measuring range ± 4 G) and a three-axis magnetometer (measuring range ± 1.3 Ga) [32]. The size of one unit is ($30 \times 20 \times 5$) mm and weight of 6 g. Each IMU is equipped with an onboard 8-bit processor and a 2.4 GHz wireless transmission system. Measured data from individual IMU are wirelessly transferred to a data acquisition unit with a 100 Hz refresh rate.

Parotec-System pressure measurement shoe insoles (Paromed GmbH, Neubeuern, Germany) consist of 24 hydrocell sensors each [34] and measure reaction forces of different anatomical points of foot and load distribution along the feet. A vertical reaction force of the feet and position of the center of pressure (COP) under each foot can be extracted from measured data. A custom on-board processing unit is used for data acquisition and real-time transfer. Each insole sensor was previously calibrated for proper pressure-to-force conversion. The insole acquisition system is operating with sampling frequency of 100 Hz.

2.2. Kinematic relation in serial kinematic chain

The sensory fusion for estimating segment's orientations in long-term and dynamic motion proposed in this paper is built upon an extended Kalman filter (EKF) algorithm [35,36]. The concept is based on a kinematic relation (1) which states that on a rigid body the acceleration of any point can be determined if the angular velocity, angular acceleration and linear acceleration of other point on the body are known

$$a_{\rm B} = a_{\rm A} + \omega \times (\omega \times r_{\rm AB}) + \dot{\omega} \times r_{\rm AB} \tag{1}$$

where a_A and a_B state for linear acceleration of points A and point B on a body, respectively. ω is angular velocity, $\dot{\omega}$ is time derivative of angular velocity representing angular acceleration, and r_{AB} is position vector between A and B. Eq. (1) is in proposed algorithm used to relate the linear acceleration of location where the IMU is attached to the segment (point B) and linear acceleration of segment's joint center (point A).

A serial kinematic chain of rigid bodies mimicking human lower extremities, of which on each segment one IMU is placed, is presented in Fig. 1. Quantities marked with subscript *j* are referring to a corresponding *j*-th segment. Vectors ${}^{I}\omega$, ${}^{I}a$ and ${}^{I}B$ represent vectors of angular velocity, linear acceleration and magnetic field measured by IMU sensor, respectively. Measured values are expressed in IMU's coordinate frame what is denoted with left superscript I. Vector ${}^{E}a_{1}$ is denoting *j*-th segment. Vector ${}^{E}a_{2}$ denotes the linear acceleration of the center point.

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE 116 (2014) 131-144



Fig. 1 – A serial kinematic chain of segments with marked connections between two neighboring segments and IMU's measured quantities. Quantities marked with subscripts j and j - 1 are referring to j-th and (j - 1)-th segment, respectively. Quantities marked left with superscripts I, S, and E are expressed in the coordinate frame of the IMU, segment, and Earth, respectively.

of the joint connecting the *j*-th segment with the following i+1 segment. Left superscripts E indicates that the quantity is expressed in the Earth's coordinate frame which is formed by the gravity vector (EY axis) and a normal vector to a plane described with gravity and magnetic vectors (EZ axis). Vector pointing from joint which connects segments j-1 and j to the IMU and vectors pointing from IMU to joint which connects segments *j* and *j*+1 are denoted as ${}^{s}r_{1}$ and ${}^{s}r_{2}$. Left superscripts S denotes that quantities are expressed in the segment's coordinate system. The vectors describe the geometric model of the segment and also determine how the IMU is placed on the segment. Gravity vector is marked with ${}^{S}q$. Quaternion ${}^{\rm E} {\bm q}$ is describing the segment's orientation with respect to the Earth coordinate frame. A quaternion notation is used to avoid singularities which are common in other representations of orientations such as Euler angles or homogenous matrices.

By substituting variables depicted in Fig. 1 in (1), the relation between measured acceleration from the IMU^S a and the linear acceleration of the center point of joint connecting segment j with the previous one ^S a_1 can be described as

$${}^{\mathsf{S}}a_{j} = {}^{\mathsf{S}}a_{1,j} + {}^{\mathsf{S}}\omega_{j} \times ({}^{\mathsf{S}}\omega_{j} \times {}^{\mathsf{S}}r_{1,j}) + {}^{\mathsf{S}}\dot{\omega}_{j} \times {}^{\mathsf{S}}r_{1,j} - {}^{\mathsf{S}}g_{j}.$$
(2)

Since the IMU is not positioned on the segment in a way that its axes would be aligned with the axes of the segment's local coordinate system, the measured quantities are transformed into the segment's coordinate system by Eqs. (3)–(5). The relation between the segment's and IMU's coordinate frames is described with quaternion ${}^{S}q_{I}$

$$\begin{bmatrix} 0, {}^{S}\boldsymbol{\omega} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{S}\boldsymbol{q}_{\mathrm{I}} \otimes \begin{bmatrix} 0, {}^{\mathrm{I}}\boldsymbol{\omega} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{S}\boldsymbol{q}_{\mathrm{I}}^{*}$$
(3)

$$\begin{bmatrix} \mathbf{0}, {}^{\mathbf{S}}\boldsymbol{a} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{\mathbf{S}}\boldsymbol{q}_{\mathrm{I}} \otimes \begin{bmatrix} \mathbf{0}, {}^{\mathbf{I}}\boldsymbol{a} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathbf{S}}\boldsymbol{q}_{\mathrm{I}}^{*}$$

$$\tag{4}$$

$$\begin{bmatrix}\mathbf{0}, {}^{\mathrm{S}}\mathbf{B}\end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{S}}\mathbf{q}_{\mathrm{I}} \otimes \begin{bmatrix}\mathbf{0}, {}^{\mathrm{I}}\mathbf{B}\end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{S}}\mathbf{q}_{\mathrm{I}}^{*} \tag{5}$$

where \otimes represents a quaternion multiplication and \dot{a} denotes a conjugated quaternion. In Eq. (2) the measured linear acceleration ${}^{S}a$ is composed of dynamic ${}^{S}a_{DYN}$ and gravitational ${}^{S}g$ contributions:

$${}^{\mathsf{S}}a_{\mathsf{I}} = {}^{\mathsf{S}}a_{\mathsf{DYN}} - {}^{\mathsf{S}}g. \tag{6}$$

Gravity vector is transformed into segment's local coordinate frame as

$$\left[0, {}^{\mathrm{S}}g\right]^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{E}}q^{*} \otimes \left[0, {}^{\mathrm{E}}g\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{E}}q \tag{7}$$

where ${}^{E}g = [0, -9.81, 0]^{T} \text{ m/s}^{2}$.

Similarly as in (2), Eq. (1) is also used to express the relationship between measured linear acceleration ${}^{S}a$ and linear acceleration of the center point of the joint connecting segment *j* with the following one ${}^{S}a_{2}$

$${}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{a}_{2,j} = {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{a}_j + {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{\omega}_j \times ({}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{\omega}_j \times {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{r}_{2,j}) + {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{\omega}_j \times {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{r}_{2,j} + {}^{\mathsf{S}}\boldsymbol{g}_j.$$
(8)

If the acceleration at the connection point with the previous segment ${}^{S}a_{2,j-1}$ is known, and if it is transformed into the Earth's coordinate frame

$$[0, {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{a}_{2,j-1}]^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{q}_{j-1} \otimes [0, {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{a}_{2,j-1}]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{q}_{j-1}^{*}$$
(9)

the result can also be used as linear acceleration ${}^{\mathrm{S}}a_{1,j}$ of the j-th segment

$${}^{\mathrm{E}}a_{1,j} = {}^{\mathrm{E}}a_{2,j-1} \tag{10}$$

which expressed in the coordinate frame of the *j*-th segment

$$\left[\mathbf{0}, {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{a}_{1,j}\right]^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{q}_{j}^{*} \otimes \left[\mathbf{0}, {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{a}_{1,j}\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{q}_{j} \tag{11}$$

is used in (2). Set of Eqs. (2), (9), (11), and (8) form a basis for iterative procedure processing a serial kinematic chain of lower extremities segments.

Vector of the magnetic field ¹B, measured by the IMU and expressed in the segment's frame, as shown in (5), is modeled as rotated magnetic field of the Earth in the Earth's coordinate frame ^EB. Due to declination and inclination of the Earth's magnetic field, the initial vector of the global magnetic field is observed as

$$\left[0, {}^{\mathrm{E}}\mathbf{B}\right]^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{E}}\mathbf{q}(0) \otimes \left[0, {}^{\mathrm{S}}\mathbf{B}(0)\right]^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{E}}\mathbf{q}(0)^{*}$$
(12)

where ${}^{E}q(0)$ denotes the initial quaternion describing the rotation from the Earth's coordinate frame to the segment initial measurement. This initial rotation is determined by a rotational matrix ${}^{E}R(0)$

$${}^{E}\mathbf{R}(0) = [\mathbf{x}|\mathbf{y}|\mathbf{z}] = \begin{cases} \mathbf{x} \to \mathbf{y} \times \mathbf{z} \\ \mathbf{y} \to {}^{S}a(0) \\ \mathbf{z} \to {}^{S}B(0) \times {}^{S}a(0) \end{cases}$$
(13)

^Sa(0) and ^SB(0) in (13) are initial linear acceleration and magnetic field, respectively. Initial measurement must be accomplished in a standstill, thus assessing only gravitational

134

vector (see (6)). Similarly to the gravity (see (7)), the measured magnetic vector can be described as

$$\begin{bmatrix} \mathbf{0}, {}^{\mathbf{S}}\mathbf{B} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} = {}^{\mathrm{E}}\mathbf{q}^{*} \otimes \begin{bmatrix} \mathbf{0}, {}^{\mathrm{E}}\mathbf{B} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes {}^{\mathrm{E}}\mathbf{q}.$$
(14)

2.3. Model-based extended Kalman filter

An extended Kalman filter (EKF) algorithm [36] is used to fuse the measured data from IMU sensors and knowledge about the lengths of the segments and sensor placement. The estimation model combines angular velocity integration with relations (2) and (14). The model incorporates a non-linear state-space presentation of state and measurement equations

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{k} &= f(\mathbf{x}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, \mathbf{w}_{k-1}) \\ \mathbf{z}_{k} &= h(\mathbf{x}_{k}, \mathbf{v}_{k}). \end{aligned}$$
 (15)

The non-linear function f describes the relations between the state vector \mathbf{x}_k at time step k and the state \mathbf{x}_{k-1} , the input vector \mathbf{u}_{k-1} and superimposed process noise \mathbf{w}_{k-1} at time step k-1. The function \mathbf{h}_k relates the state to the measurements \mathbf{z}_k at time step k with addition of superimposed measurement noise \mathbf{v}_k .

The state vector \mathbf{x}_k in proposed algorithm for single segment orientation assessment is defined as

$$\mathbf{x}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{\omega} & {}^{\mathrm{S}}\dot{\boldsymbol{\omega}} & {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{q} & {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{\dot{q}} & {}^{\mathrm{E}}\boldsymbol{\ddot{q}} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$$
(16)

with ^E \dot{q} and ^E \ddot{q} being the first and the second time derivative of quaternion ^Eq. The function f of the state equation is given as follows: $f_{[1-3]}$ represents time integration of angular velocity ^S ω and $f_{[4-6]}$ forward transfer of angular acceleration. The time integration of quaternion ^Eq is described with $f_{[7-10]}$, while $f_{[11-14]}$ and $f_{[15-18]}$ represent the first and the second time derivative of the quaternion ^Eq as stated in [37]. Combined function f is presented with Eq. (17)

$$\begin{bmatrix} f_{[1-3]} \\ f_{[4-6]} \\ f_{[7-10]} \\ f_{[11-14]} \\ f_{[15-18]} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^{S\omega + S\dot{\omega}_{1}\Delta t} \\ {}^{S\dot{\omega}} \\ {}^{E}q + {}^{E}\dot{q}\Delta t \\ \frac{1}{2}{}^{E}q \otimes [0, {}^{S}\omega]^{T} \\ \frac{1}{2}{}^{E}\dot{q} \otimes [0, {}^{S}\omega]^{T} + \frac{1}{2}{}^{E}q \otimes [0, {}^{S}\dot{\omega}]^{T} \end{bmatrix}$$
(17)

where ${\scriptstyle \Delta t}$ represents the time difference between two sequential time steps.

The measurement vector incorporates all measured quantities and is defined as

$$\mathbf{z}_{k} = \begin{bmatrix} {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{\omega} & {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{\omega} & {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{a} & {}^{\mathrm{S}}\boldsymbol{B} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}.$$
 (18)



Fig. 2 – (a) Presentation of orientations of coordinate systems of individual segments. Origins of segmental coordinate systems are set in the joint centers; (b) right–left (RL) sequence of orientation calculations, denoted with numbers in circles, when the right foot is in stance phase (vectors r are expressed in corresponding segment coordinate frame); (c) left–right (LR) sequence of orientation calculations when the left foot is in stance phase. Left superscripts S are omitted to increase the clarity of the figure.

The function h relates measured quantities with state space variables through (2) and (14). The function h is given as

$$\begin{bmatrix} \mathbf{h}_{[1-3]} \\ \mathbf{h}_{[4-6]} \\ \mathbf{h}_{[7-9]} \\ \begin{bmatrix} 0, \mathbf{h}_{[10-12]} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{s}\boldsymbol{\omega} \\ \mathbf{s}\boldsymbol{\omega} \\ \mathbf{s}\boldsymbol{a}_{1} + \mathbf{s}\boldsymbol{\omega} \times (\mathbf{s}\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{s}\mathbf{r}_{1}) + \mathbf{s}\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{s}\mathbf{r}_{1} - \mathbf{s}\boldsymbol{g} \\ \mathbf{s}\boldsymbol{q}^{*} \otimes \begin{bmatrix} 0, \mathbf{E}\boldsymbol{B} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \otimes \mathbf{E}\boldsymbol{q} \end{bmatrix}.$$
(19)

The set of equations for discrete-time EKF algorithm implementation is adopted from [36]. The time update projects the current state estimate ahead in time. The time update equations are combined with ahead projection of the state $\hat{\mathbf{x}}_k^-$ (20) and the error covariance P_k^- (21)

$$\hat{\mathbf{x}}_{k}^{-} = f(\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, \mathbf{0})$$
(20)

$$\mathbf{P}_{k}^{-} = \mathbf{A}_{k} \mathbf{P}_{k-1} \mathbf{A}_{k}^{\mathrm{T}} + \mathbf{W}_{k} \mathbf{Q}_{k-1} \mathbf{W}_{k}^{\mathrm{T}}.$$
(21)

The measurement update adjusts the projected estimate by an actual measurement at that time. The filter gain matrix K_k (22) is calculated and used to update the state and covariance estimates based on the measurement innovation as shown in (23) and (24)

$$K_{k} = P_{k}^{-} H_{k}^{T} (H_{k} P_{k}^{-} H_{k}^{T} + V_{k} R_{k} V_{k}^{T})^{-1}$$
(22)

$$\hat{x}_{k} = \hat{x}_{k}^{-} + K_{k}(z_{k} - h(\hat{x}_{k}^{-}, 0))$$
(23)

$$P_{k} = (I - K_{k}H_{k})P_{k}^{-}.$$
 (24)

135



Fig. 3 – (a) Experimental test setup: subject with IMUs, measuring shoe insoles, and Optotrak markers walking on a treadmill; (b) IMU on a measuring plate with corresponding infrared markers; (c) subject equipped with sensors walking up the stairs on the polygon.

Matrices A_k and H_k are calculated by linearizing equations (15) around \hat{x}_k^- at each time step k. Matrix A_k relates the states at the previous time step k-1 to the state at the current step k and is computed as

$$A_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial f^{[i]}}{\partial x^{[j]}} (\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \mathbf{u}_{k-1}, \mathbf{0}).$$
(25)

Matrix \mathbf{H}_k relates the state to the measurement \mathbf{z}_k and is determined as

$$H_{k}^{[i,j]} = \frac{\partial h^{[i]}}{\partial x^{[j]}} (\hat{\mathbf{x}}_{k}, \mathbf{0}).$$
⁽²⁶⁾

Matrices Q_k and R_k are the process noise covariance matrix and the measurement noise covariance matrix, respectively. The process Jacobians W_k and the measurement Jacobians V_k are assumed to be constant and thus presented as identity matrices. The EKF is initialized with a state estimate corresponding to a true state and an appropriate covariance matrix.

The proposed configuration of the EKF is used for estimation of the orientation of a single segment on which an IMU is attached. For a valid estimation the linear acceleration of the joint connecting the previous segment must be known. With a recursive procedure processing segment by segment the orientation of any number of segments in kinematic chain can be determined. For the initial segment in the chain either the orientation or the acceleration of mounting point need to be known. It is convenient to constrain the motion such that the linear acceleration of the mounting point (joint) of the first segment is zero:

$${}^{S}\boldsymbol{a}_{1,1} = [0,0,0]^{\mathrm{T}}.$$
(27)

For the following segments, the acceleration ${}^{S}a_{1,j}$, which presents the input to the segment's EKF, is calculated by (8)–(11).

2.4. Implementation of model-based EKF for human motion kinematics assessment

For assessing the kinematic parameters in human walking a seven segment model of human body was utilized incorporating left and right foot, shank, thigh, and head–arm–trunk (HAT) segment. During walking each foot alternates between swing and stance phase. In stance phase, the foot which is in contact with the floor, is ensuring standstill condition (27) for the initial joint point. The leg, which is in contact with the floor, is thus considered to be the first segment in the kinematic chain. During walking, with alternating the swing and the stance phases also the first segment in the chain is alternating between the left and the right foot.

Table 1 – Subjects' demographic data and size of the insoles.							
Subject	Sex	Age [years]	Height [m]	Weight [kg]	Insole size [EU]		
S1	М	30	1.78	74	43/44		
S2	М	24	1.70	74	39/40		
S3	М	27	1.86	90	43/44		
S4	М	32	1.75	70	39/40		
S5	М	25	1.87	82	43/44		


Fig. 4 – Right and left ankle, knee, and hip joint angle trajectories during one step determined by proposed model-based EKF algorithm (solid line) and reference Optotrak system (dashed line) in 1st, 5th, 10th, and 15th minute at walking speed 4 km/h. Grey areas denote RL direction of calculation while white areas denote LR direction. Change of calculation direction occurs at instant of transition of the rear leg from stance into swing phase.

Table 2 – Pearson's correlation coefficient between assessed and reference joint angles for ankle r_{AN} , knee r_{KN} , and hip r_{HP} at different speeds of walking on a treadmill and walking on a polygon with stairs. Coefficients are presented as mean (standard deviation)

Walking speed	r _{AN}	$r_{\rm KN}$	$r_{\rm HP}$
Right side			
4 km/h	0.89 (0.04)	0.94 (0.02)	0.97 (0.01)
6 km/h	0.77 (0.06)	0.92 (0.01)	0.96 (0.02)
Polygon	0.84 (0.08)	0.97 (0.02)	0.99 (0.01)
Left side			
4 km/h	0.86 (0.05)	0.92 (0.02)	0.97 (0.01)
6 km/h	0.71 (0.04)	0.89 (0.01)	0.96 (0.01)
Polygon	0.82 (0.07)	0.97 (0.02)	0.96 (0.03)

A recursive algorithm composed of seven EKFs is implemented for the estimation of the individual segments orientation. Local coordinate frames of each individual segment on a seven segment model are noted in Fig. 2a. When the right foot is in the stance phase the recursive algorithm incorporating seven EKFs is calculated in the right–left (RL) direction as illustrated in Fig. 2b: (1) right foot, (2) right shank, (3) right thigh, (4) HAT, (5) left thigh, (6) left shank, and (7) left foot. In the situation when the left foot is in the stance phase, the direction of the recursive calculation is reversed and goes from the left foot up to the right foot (LR direction, see Fig. 2c). With reversed direction of calculation also the vectors describing IMUs placement on the segment are reversed.

The instant of switching between calculation directions is determined as the instant of transition of the rear leg from stance into swing phase. Since at that moment the front leg is



already in contact with the floor, the high impact deceleration of the heel strike is disregarded in the first segment orientation estimation. While the first segment is in a stance phase, the center point of the foot contact, which is considered as an origin with zero acceleration, is moving from the heel towards the toes. The position of the contact center point (foot center of pressure – COP) is measured by instrumented shoe insoles. By knowing the position of the COP and the height of the IMU placement on the foot ${}^{S}h_{j}$, the vector pointing from the sole to the IMU is constructed as

$${}^{s}r_{1,1} = [{}^{s}COP_{X,1}, {}^{s}h_{1}, {}^{s}COP_{Z,1}]^{T}$$
 (28)

where ${}^{S}COP_{X,j}$ and ${}^{S}COP_{Z,j}$ denote COP X and Y coordinates with respect to foot coordinate system (see Fig. 2a). Similar to (28) the vector ${}^{S}r_{2,7}$ is determined.

3. Experimental validation and results

3.1. Experimental protocol

An experimental evaluation of long-term human walking was accomplished in order to test the accuracy and long-term reliability of developed model-based EKF algorithm. Longterm walking was measured at treadmill at two different speeds of 4 and 6 km/h to validate the algorithm performance under different dynamic conditions. Besides, the algorithm was tested during long-term walking on a round polygon with stairs simulating different types of everyday walking activities. The polygon was set as a round path composed of a 10 m of flat walking surface followed by 3 stairs, a 1.5 m of elevated walking path and additional 3 stairs, total 13 m in length (see Fig. 3c). The evaluation thus involved level walking, stair climbing, turning and stair ascending. For the reference, optical measurement system Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) was used measuring the absolute positions of active infrared markers attached at the anatomical landmarks of human body and IMUs. In walking on the polygon only two steps before the stairs and steps on stairs were captured with the reference system due to limited measuring area of the Optotrak.

Five males (27.6 ± 3.4 years old, 1.79 ± 0.07 m height, 78 ± 8 kg weight (mean \pm standard deviation)) were representing a test group. Their demographic data and sizes of used insoles are collected in Table 1. None of participants had any known history of severe lower-limb trauma or neurological disease. All subjects signed an informed consent before participating in the study. The experiment was accomplished in the framework of a research program approved by the Slovenian medical ethics committee.

IMUs were mounted on a plastic plate together with three infrared reference markers as shown in Fig. 3b. Measuring plates were firmly fixed on the segments of lower extremities (feet, shanks, thighs) and lower back by velcro straps in a way that coordinate axes of the IMU were approximately aligned with axes of the segmental frame (see Fig. 3a). Rotational matrices between IMUs and segments ${}^{\rm S}R_{\rm I}$ were identified and



Fig. 6 – Right and left ankle, knee, and hip joint angle trajectories during one step determined by proposed model-based EKF algorithm (solid line) and reference Optotrak system (dashed line) in 1st, 5th, 10th, and 15th minute at walking speed 6 km/h. Grey areas denote RL direction of calculation while white areas denote LR direction. Change of calculation direction occurs at instant of transition of the rear leg from stance into swing phase.

transformed into quaternions ${}^{S}q_{I}$ for use in Eqs. (3)–(5). In addition, reference infrared measuring markers were placed over the anatomical landmarks describing centers of ankle, knee and hip joints. Subjects were fitted with the proper size of the Parotec-System insoles.

In the first set of test trials subjects were asked to walk on a treadmill two times for 15 min; each time at a different speed. A normal walking speed was considered to be 4 km/h, while fast walking was accomplished at speed of 6 km/h. In the second set subjects walked on the polygon at self selected speed. Raw signals from IMUs, insoles and Optotrak were all sampled synchronically with sample rate of 100 Hz.

Vectors ${}^{s}r_{1,j}$ and ${}^{s}r_{2,j}$ describing IMUs placement on the segments were obtained on a basis of information from reference measurement system. Estimates of the segments'

orientations, presented with quaternions ${}^{E}q_{j}$, were calculated by the developed model-based EKF. Reference orientations of the segments were calculated from information about three markers placed on the measuring plates.

Reference and estimated joint angles were determined as the rotational differences between measured orientations of two neighboring segments: ankle angle as difference between foot and shank orientation, knee angle as difference between shank and thigh orientations, and hip angle as difference between thigh and HAT orientations.

Absolute error between estimated and reference joint angles at different time frames (in 1st, 5th, 10th, and 15th minute) were used to assess the algorithm accuracy and long-term reliability. In addition, similarity between estimated and reference joint angle trajectories during whole trail were



statistically assessed with calculation of Pearson's correlation coefficient r. Value of the r lies in a range $r \in [-1, 1]$, where 1 represents identical shapes of two compared signals. All data processing was accomplished using Matlab R2013a software (MathWorks, USA).

3.2. Results

Kinematic analysis of long-term gait encompassed comparison of joint angles of lower extremities assessed by proposed EKF algorithm and reference Optotrak system. In the results, joint angles with largest range of motion were analysed: dorsiflexion/plantar flexion of the ankle, extension/flexion of the knee and extension/flexion of the hip. To test the reliability of the proposed algorithm the error was evaluated in 1st, 5th, 10th and 15th minute of the walking on the treadmill trail and on the polygon with stairs.

Results are illustrated with two kinds of graphs. First, typical joint angle trajectories for the right and left ankle, knee, and hip assessed by the proposed algorithm and reference system are presented in four time slots (1st, 5th, 10th, and 15th minute of the experiment). RL and LR directions of calculations are marked with grey and white areas, respectively. The recursive procedure and calculation direction are denoted with arrows. Second, long-term reliability is evaluated as a statistical representation of absolute errors between assessed and reference joint angles at different time steps (at minute 1, 5, 10, and 15) in a duration of 1 min. The absolute joint angle errors are presented with boxplots for the 1st, 5th, 10th, 15th minute and over the whole trail (denoted as 1 MIN, 5 MIN, 10 MIN, 15 MIN, and ALL, respectively). Boxplots are presented separately for the left and the right ankle, knee and hip joint angles.

Comparison of typical joint angle trajectories for normal speed of walking (4 km/h) for the subject S4 is illustrated in Fig. 4. Each time slot covers one step (double stance – left leg swing – double stance – right leg swing – double stance) with duration of 1.2 s. In Fig. 5 the absolute joint angle errors of all trails (n = 5, 744 \pm 57 steps per trail, 1.24 \pm 0.10 s duration of one step) of 4 km/h are presented with boxplots.

Comparison of typical joint angle trajectories for walking at speed of 6 km/h which is considered dynamic walking is illustrated in Fig. 6. Trajectories show one step in duration of 1s at four time slots. Statistical representation of absolute errors between assessed and reference joint angles for all trails (n = 5, 906 ± 36 steps per trail, 1.01 ± 0.04 s duration of one step) accomplished at walking speed 6 km/h is shown in Fig. 7.

In testing on a polygon with stairs on average 647 ± 114 m of distance was covered with the speed of 2.6 ± 0.5 km/h. Comparison of typical joint angle trajectories for knees, ankles, and hips for the subject S1 is illustrated in Fig. 8. Trajectories show half of the preparation step and climbing of 3 stairs in duration of approximately 3 s. In addition, feet contact durations are marked on the graphs for the left and right side by thick solid lines. Absolute errors between assessed and reference joint angles for all trails (n = 5, 49.8 ± 8.8 rounds per trail, 18.6 ± 3.9 s duration of one round) are shown in Fig. 9.



Fig. 8 – Right and left ankle, knee, and hip joint angle trajectories during half of the preparation step and stair climbing determined by proposed model-based EKF algorithm (solid line) and reference Optotrak system (dashed line) in 1st, 5th, 10th, and 15th minute of walking on polygon with stairs. Grey areas denote RL direction of calculation while white areas denote LR direction. Thick solid lines represent feet contact durations for each time frame as followed: right foot: floor–1st stair-3rd stair; left foot: floor–2nd stair.

Table 2 shows mean Pearson's correlation coefficients with standard deviation which are describing the similarity of assessed and reference joint angle trajectories for the left and the right ankles, knees, and hips. Comparison is presented separately for walking on a treadmill with walking speeds 4 and 6 km/h and walking on a polygon with stairs.

4. Discussion

A wearable sensory system and algorithm for kinematic parameters assessment in long-term and dynamic human walking is presented in this paper. Sensory system utilizes inertial and magnetic measurement units and force measurement insoles. A model-based extended Kalman filter is introduced which is based upon the kinematic relation between linear acceleration and angular velocity of a rigid body. The novelty is that in this way a constant fusion of measured inertial signals is enabled. The presented concept use accelerometer data for continuous fusion, and not just for inclination estimation during quasi-static conditions as presented in many other papers [17–19,24–29,32]. With a novel EKF, a recursive algorithm is proposed treating the lower extremities of a human as a serial kinematic chain which opens alternatingly with a swinging leg. Due to EKF requirement for known linear acceleration of the contact point of the first segment, a switching algorithm based on foot loading information was introduced.



For validation of algorithm performance, a series of longterm walking trials were performed on a treadmill at two different speeds and on a polygon with stairs. Assessed ankle, knee, and hip joint angle trajectories were compared to the reference values acquired with the reference optical system. The comparison of joint angle trajectories acquired at normal walking speed 4 km/h shows that model-based EKF algorithm is capable to track the knee and hip joint angle trajectories consistently throughout long-term walking. Also, the medians of the overall absolute angle error are low with values about $3.7^\circ,\,3.9^\circ,\,2.3^\circ,\,and\,3.0^\circ$ for the left and the right knee and hip joint angles, respectively (see Fig. 5). The results demonstrate performance comparable with other algorithms for joint angle assessment [19,18,31,27]. Concerning the ankle angle assessment, larger deviations from reference can be observed. Larger deviations are attributed to higher hell strike accelerations. However, the resulting orientation errors are still in the range of accepting values. Results of long-term reliability evaluation show that the median of the absolute angle error stays stable throughout whole measurement trial with no expressed tendency of increasing with time. This is additionally confirmed with high calculated correlation coefficients (mean value for knee and hip joint angles is >0.92).

Long-term walking on a treadmill with the walking speed 6 km/h was performed to test the algorithm performance in dynamic conditions. The results show that larger deviations between wearable and reference outputs are present. Although the median of the absolute angle error is similar to the one achieved in normal walking, the larger scatter of

errors can be observed (see Fig. 7). The reason for higher assessed joint angle deviations from reference values can be attributed to a shorter step with a faster swing phase of the leg and higher accelerations at heel strikes. Because the series of EKFs is interrelated, the error of the estimated orientation of the foot is effecting the following orientation estimates. The long-term reliability of the proposed approach evaluated in dynamic walking conditions is proved in Fig. 7. From figure it is evident that median values of absolute angle errors are not expressing tendency to increase with time. Correlation coefficients confirm high similarity between assessed and reference trajectories even in dynamic walking.

Long-term walking on the polygon simulated different everyday motion types: level walking, stair negotiation, and turning. The experiment tested the performance of the presented algorithm when combining different motion types and evaluated the long-term reliability. The comparison of joint angles trajectories shows that the performance of the proposed algorithm is not affected by changing the type of motion. The median errors of 3.0°, 2.7°, 2.4°, 3.3°, 2.6°, and 3.1° for the left and the right ankle, knee, and hip joint angles, respectively, validate the adequacy of the model-based EKF algorithm for tracking kinematic parameters in different motion conditions. From results, no tendency for increasing of median error can be observed. The close fit of the joint angles trajectories assessed with the wearable and with the reference system is additionally confirmed with the high correlation coefficients with mean of 0.93.

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE 116 (2014) 131-144

5. Conclusions

The presented paper introduces the novel sensory system and algorithms for kinematic parameters assessment of long-term human walking by model-based extended Kalman filter. The results of the experimental validation demonstrate that the proposed algorithm is capable to assess joint angles in human walking and other daily activities with the accuracy below 5° and consistently without tendency of error increasing with time. As demonstrated, the wearable system is appropriate for measuring kinematic parameters in long-term, uninterupted human motion od different dynamics. We have shown that kinematic parameters in regular daily activities such as level walking, stair negotiation, and turning can also be accessed by our approach. The only condition to be met for proper operation is that at least one foot must be in contact with the floor at any given time. During regular walking, this condition is inherently met qualifying our approach as appropriate. For motions which include a ballistic phase (e.g. running) the performance of our algorithm would significantly decrease. The proposed model-based EKF algorithm is suitable for walking analyzes and also for providing essential feedback within the control system of wearable robots. The proposed novel approach is also applicable in other areas of mechatronics where orientation assessment of serially linked segments is of interest.

Conflict of interest

There are no conflicts of interest.

Acknowledgements

This study was supported by the Slovenian Research Agency (ARRS) under Grant 1000-11-310147 and research programme Motion analysis and synthesis in man and machine (P2-0228), and partially by the EU project CYBERLEGS FP7-ICT-2011-7-287894.

REFERENCES

- P. Bonato, Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 22 (3) (2003) 18–20.
- [2] E.C. Martinez-Villalpando, H. Herr, Agonist-antagonist active knee prosthesis: a preliminary study in level-ground walking, Journal of Rehabilitation Research & Development 46 (3) (2009) 361–373.
- [3] F. Sup, A. Bohara, M. Goldfarb, Design and control of a powered transfemoral prosthesis, International Journal of Robotics Research 27 (2) (2008) 263–273.
- [4] J.C. Moreno, E.R. de Lima, A.F. Ruí z, F.J. Brunetti, J.L. Pons, Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses, Sensors and Actuators B: Chemical 118 (1) (2006) 333–337.
- [5] J.A. Blaya, H. Herr, Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 12 (1) (2004) 24–31.

- [6] H. Kawamoto, S. Kanbe, Y. Sankai, Power assist method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information, in: Robot and Human Interactive Communication, 2003. Proceedings of ROMAN, 2003. The 12th IEEE International Workshop on, IEEE, 2003, pp. 67–72.
- [7] H. Kazerooni, The Berkeley lower extremity exoskeleton, in: Field and Service Robotics, Springer, Berlin, Heidelberg, 2006, pp. 9–15.
- [8] P.N. Page, D. Hawkins, A real-time biomechanical feedback system for training rowers, Sports Engineering 6 (2) (2003) 67–79.
- [9] L. Chiari, M. Dozza, A. Cappello, F.B. Horak, V. Macellari, D. Giansanti, Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 52 (12) (2005) 2108–2111.
- [10] S. Crea, N. Vitiello, S.M.M. De Rossi, T. Lenzi, M. Donati, C. Cipriani, M.C. Carrozza, Development of an experimental set-up for providing lower-limb amputees with an augmenting feedback, in: Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation, Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, pp. 321–325.
- [11] R. Kamnik, T. Bajd, Standing-up robot: an assistive rehabilitative device for training and assessment, Journal of Medical Engineering & Technology 28 (2) (2004) 74–80.
- [12] E. Van Asseldonk, R. Ekkelenkamp, J. Veneman, F. Van der Helm, H. Van der Kooij, Selective control of a subtask of walking in a robotic gait trainer (LOPES), in: Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, IEEE, 2007, pp. 841–848.
- [13] A. Tsukahara, Y. Hasegawa, Y. Sankai, Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL, in: Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on, IEEE, 2009, pp. 211–217.
- [14] D.A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, University of Waterloo Press, Waterloo, 1991.
- [15] M.W. Whittle, Gait Analysis: An Introduction, Butterworth-Heinemann, Oxford, 1996.
- [16] K. Tong, M.H. Granat, A practical gait analysis system using gyroscopes, Medical Engineering & Physics 21 (2) (1999) 87–94.
- [17] R. Williamson, B. Andrews, Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes, Medical and Biological Engineering and Computing 39 (3) (2001) 294–302.
- [18] T. Liu, Y. Inoue, K. Shibata, Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis, Measurement 42 (7) (2009) 978–988.
- [19] R.E. Mayagoitia, A.V. Nene, P.H. Veltink, Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems, Journal of Biomechanics 35 (4) (2002) 537–542.
- [20] A.T.M. Willemsen, J. Van Alste, H. Boom, Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry, Journal of Biomechanics 23 (8) (1990) 859–863.
- [21] H. Dejnabadi, B.M. Jolles, K. Aminian, A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 52 (8) (2005) 1478–1484.
- [22] M.D. Djurić-Jovičić, N.S. Jovičić, D.B. Popović, Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers, Sensors 11 (11) (2011) 10571–10585.
- [23] K. Liu, T. Liu, K. Shibata, Y. Inoue, R. Zheng, Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system, Journal of Biomechanics 42 (16) (2009) 2747–2752.
- [24] H. Luinge, P.H. Veltink, Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and

143

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE II6 (2014) 131-144

accelerometers, Medical and Biological Engineering and Computing 43 (2) (2005) 273–282.

- [25] H. Dejnabadi, B.M. Jolles, E. Casanova, P. Fua, K. Aminian, Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 53 (7) (2006) 1385–1393.
- [26] J. Favre, B. Jolles, O. Siegrist, K. Aminian, Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3d angle measurement, Electronics Letters 42 (11) (2006) 612–614.
- [27] R. Takeda, S. Tadano, A. Natorigawa, M. Todoh, S. Yoshinari, Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors, Journal of Biomechanics 42 (15) (2009) 2486–2494.
- [28] P. Veltink, P. Slycke, J. Hemssems, R. Buschman, G. Bultstra, H. Hermens, Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator, Medical Engineering & Physics 25 (1) (2003) 21–28.
- [29] K.J. O'Donovan, R. Kamnik, D.T. O'Keeffe, G.M. Lyons, An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement, Journal of Biomechanics 40 (12) (2007) 2604–2611.
- [30] D. Roetenberg, H.J. Luinge, C.T. Baten, P.H. Veltink, Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation,

IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 13 (3) (2005) 395–405.

- [31] D. Roetenberg, P.J. Slycke, P.H. Veltink, Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 54 (5) (2007) 883–890.
- [32] T. Beravs, P. Rebersek, D. Novak, J. Podobnik, M. Munih, Development and validation of a wearable inertial measurement system for use with lower limb exoskeletons, in: Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on, IEEE, 2011, pp. 212–217.
- [33] D. Roetenberg, H. Luinge, P. Slycke, Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors, Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep., 2009.
- [34] K.J. Chesnin, L. Selby-Silverstein, M.P. Besser, Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements, Gait & Posture 12 (2) (2000) 128–133.
- [35] R.E. Kalman, A new approach to linear filtering and prediction problems, Journal of Basic Engineering 82 (1) (1960) 35–45.
- [36] W. Greg, B. Gary, An Introduction to the Kalman Filter, Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, North Carolina, 2006.
- [37] A.J. Hanson, Visualizing quaternions, in: ACM SIGGRAPH 2005 Courses, ACM, 2005.

144